

**Aufbau und Untersuchung einer Meßeinrichtung
zur Bestimmung der Sauerstoffaufnahme von
Neugeborenen**

Winfried Ortlepp

1900

AUS DER KINDERKLINIK DER UNIVERSITÄT MÜNCHEN

Direktor: Prof. Dr. K. Betke

Aufbau und Untersuchung einer Meßeinrichtung
zur Bestimmung der Sauerstoffaufnahme von
Neugeborenen

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin

an der Ludwig-Maximilians-Universität München

vorgelegt von

Winfried Ortlepp

aus

München

München 1980

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München



Berichterstatter: Priv.-Doz.Dr.med.O.Linderkamp
Mitberichterstatter: Prof.Dr.med.K.Betke
Dekan: Prof.Dr.med.W.Spann
Tag der mündlichen Prüfung: 6.11.1980

Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung	2
2.	Methoden zur Bestimmung der O ₂ -Konzentration in Gasen	3
2.1.	Elektrochemische Methoden	4
2.2.	Gaschromatographen	6
2.3.	Paramagnetische Meßmethoden	8
2.3.1.	Quincke-Analysator	9
2.3.2.	O ₂ -Messung nach Methode des "magnetischen Windes"	11
2.3.3.	Gasanalysegerät "Oxymat 2"	13
2.3.4.	Sauerstoffanalysegerät Typ "Servomex"	14
3.	Konzeption einer Meßeinrichtung zur Bestimmung des Sauerstoffverbrauchs von Neugeborenen	17
3.1.	"Offene" und "geschlossene" Systeme	17
3.2.	Sauerstoffverbrauch und Herzminutenvolumen	17
3.3.	Aufbau und Funktionsweise des Meßsystems	19
3.4.	Eigenschaften der verwendeten Systemkomponenten	20
3.4.1.	Sauerstoffanalysator	20
3.4.2.	Spirometer	21
3.4.3.	Pumpe	23
3.5.	Durchführung der Messung	24
3.6.	Meßergebnisse	27
3.6.1.	Abhängigkeit der Anzeige von den Meßparametern	27
3.6.2.	Messung der postnutritiven Änderung der Sauerstoffaufnahme von Neugeborenen	31
4.	Diskussion	33
4.1	Meßmethoden	33
4.2	Sauerstoffverbrauch von Neugeborenen	35
5.	Zusammenfassung	38
6.	Literaturverzeichnis	40
7.	Tabellen	47

Digitized by the Internet Archive
in 2026

1. EINLEITUNG

Die Bestimmung der Sauerstoffaufnahme ist hauptsächlich aus zwei Gründen für die klinische Medizin von Interesse:

Als eine Form der indirekten Kalorimetrie kann sie zur Ermittlung des Energiestoffwechsels eines Individuums dienen; sie kann aber auch dazu benutzt werden, Blutströmungen nach dem Fickschen Gesetz zu berechnen. Hier- von macht man bei Herzkatheterisierungen zur Bestimmung des Herzminutenvolumens Gebrauch. [10, 27, 37]

Die Schwierigkeiten bei der Messung der Sauerstoffaufnahme - insbesondere von Kleinkindern - haben dazu geführt, $\dot{V}_{O_2}$ näherungsweise aus den Parametern Körper- oberfläche, Größe, Gewicht, Alter oder Herzfrequenz zu bestimmen. Derartige Richtwerte sind jedoch für die Untersuchung des Metabolismus einzelner Individuen zu ungenau; sie lassen darüber hinaus den Einfluß von Er- krankungen oder die Wirkungen von Pharmaka auf den Orga- nismus außer acht. Zu fordern ist deshalb eine Methode zur Messung der Sauerstoffaufnahme, die einfach, hin- reichend genau, auch bei Kleinkindern anwendbar und während Herzkatheterisierungen praktikabel ist. [4, 7, 22, 23, 24]

In der vorliegenden Arbeit wird zunächst ein kurzer Überblick über Methoden zur Ermittlung der O_2 -Konzentration in Gasen gegeben. [27, 42]

Es folgt die Beschreibung einer an der Universitäts- kinderlinik München realisierten Meßapparatur zur Be- stimmung der Sauerstoffaufnahme von Frühgeborenen sowie eine Zusammenstellung der bei der Applikation gemach- ten Erfahrungen.

Die abschließend an einem kleinen Kollektiv von Kindern durchgeführten Messungen - postnutritive Änderung der O_2 -Konsumption - sollen in erster Linie die Eignung der aufgebauten Anordnung im Sinne der Aufgabenstellung demonstrieren; sie erheben keinen Anspruch auf Gewinnung neuer wissenschaftlicher Erkenntnisse, die einer detaillierten Untersuchung vorbehalten bleiben müssen.

2. Methoden zur Bestimmung der Sauerstoffkonzentration in Gasen [27, 42]

Die einschlägige Industrie liefert heute ein breites Spektrum von Sauerstoffanalysegeräten für fast jeden Anwendungsbereich. Im folgenden wird ein Überblick über gebräuchliche Verfahren zur Bestimmung der Sauerstoffkonzentration in Gasen gegeben, soweit sie für den hier vorliegenden Anwendungsfall von Interesse sind. Dabei liegt das Hauptgewicht auf Systemen, die nach dem paramagnetischen Prinzip arbeiten.

Zwei Gerätetypen können unterschieden werden:

- 1) Konventionelle Meßanordnungen, die von einem bekannten Gasvolumen ausgehen, den Sauerstoffanteil daraus entfernen und dann die Volumenreduktion messen und
- 2) modernere Geräte, die den Sauerstoffgehalt ermitteln, ohne die Gaszusammensetzung zu ändern.

Meßergebnisse, die anhand von Systemen nach 1) ermittelt wurden, sind sehr stark abhängig von der Qualität der verwendeten Absorber sowie von der Sorgfalt, mit der die Untersuchungen durchgeführt wurden. Der Hauptvorteil derartiger Anordnungen besteht darin, daß auch andere Gasbestandteile erfaßt werden können. Nachteilig ist die Tatsache, daß keine "on-line"-Messung durchgeführt werden kann.

Geräte der zweiten Gruppe sind für eine kontinuierliche Analyse des Meßgases geeignet. Sie finden deshalb bei Prozeßüberwachungen im weitesten Sinne Verwendung. Hier kann nochmals zwischen zwei Prinzipien unterschieden werden, und zwar zwischen elektrochemischen Methoden und Verfahren, die auf der hohen paramagnetischen Suszeptibilität des Sauerstoffes - näheres hierzu unter 2.3. - beruhen.

2.1. Elektrochemische Methoden [27, 42]

Alle unter diesen Oberbegriff fallenden Analysatoren basieren auf der Verwendung einer elektrolytischen Zelle. Gebräuchlich ist eine Anordnung, bei der die Diffusion des Sauerstoffs durch eine Teflonmembran einen Strom zwischen zwei Elektroden fließen läßt, die durch einen flüssigen oder gelförmigen Elektrolyten getrennt sind.

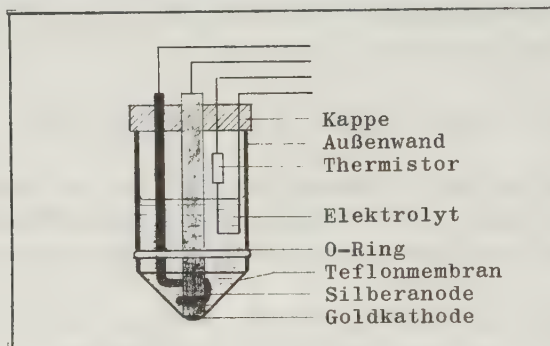


Abb. 1 Elektrochemische Zelle [42]

Unter Anwendung des Faradayschen Gesetzes erhält man

$$I = 0,263 \text{ C} \cdot F \cdot p \cdot \frac{298}{T} \quad [42]$$

wobei I den Strom in Mikroampere darstellt, den ein Gas der Konzentration C/ppm mit einer Durchflußmenge von $F \frac{\text{cm}^3}{\text{min}}$ bei einem Druck von p Atmosphären und einer Temperatur von T/°K fließen läßt. Diese Gleichung gilt strenggenommen nur für ein ideales Gas. Bei einer Durchflußrate von $100 \frac{\text{cm}^3}{\text{min}}$, einem Druck von einer Atmosphäre und einer Temperatur von 298 °K liegt die theoretische Empfindlichkeit bei $26,3 \frac{\mu\text{A}}{\text{ppm}}$.

Instrumente dieses Typs arbeiten relativ langsam; das Meßgas muß vorher von CO₂, SO₂, H₂S oder anderen sauren Gasen befreit werden.

Ein Vorteil dieser Methode besteht darin, daß auch in Flüssigkeiten gelöster Sauerstoff nachgewiesen werden kann.

Eine Modifikation dieser Ausführung besitzt eine Silberkathode und eine Kadmiananode. Eine Besonderheit dieser Zelle ist eine zusätzliche Elektrode, die die Lebensdauer der Kadmiananode erhöht.

Eine dritte Kategorie elektrochemischer Analysatoren arbeitet mit der galvanischen Hochtemperatur-Zelle (Abb. 2). Alle Geräte dieser Art besitzen einen kalziumstabilisierten Zirkoniumoxyd-Elektrolyten mit Platinelektroden. Bei einer Arbeitstemperatur von ca. 800 bis 900 °C nehmen die Sauerstoffmoleküle, die sich an der Elektrode befinden, die einem höheren Sauerstoffpartialdruck ausgesetzt ist (Anode), Elektronen auf. Der umgekehrte Vorgang findet an der Kathode statt.

Bei einer Arbeitstemperatur von 850 °C gilt nach der Nernstschen Gleichung

$$E = 55,7 \cdot \log \frac{p_i}{p_a} \quad [18]$$

Dabei ist E die Potentialdifferenz, die sich zwischen der von Sauerstoff mit dem Partialdruck p_a umspülten äußeren und der von Sauerstoff mit dem Partialdruck p_i umspülten inneren Elektrode ausbildet.

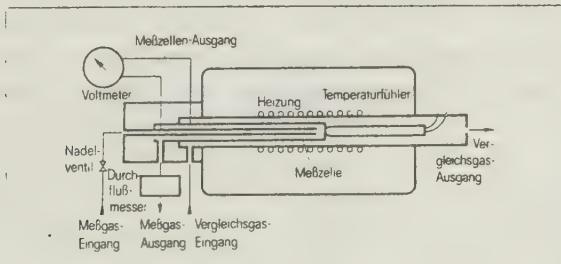


Abb. 2 Hochtemperatur-Zelle [27]

Da dieser Effekt spezifisch für Sauerstoff ist, wird der Meßwert durch CO_2 oder Wasserdampf nicht beeinflusst. Dagegen kann eine Verfälschung dadurch zustande kommen, daß im Meßgas enthaltene brennbare Gase sich bei der Arbeitstemperatur der Zelle entzünden und damit zu einer Reduktion des O_2 -Gehaltes führen. Ein Vorteil derartiger Systeme ist die kurze Ansprechzeit.

2.2. Gas-Chromatographen [18]

Die Gas-Chromatographie (GC) stellt ein Analysenverfahren dar, daß innerhalb kurzer Zeit und in einem Arbeitsgang sowohl quantitative als auch qualitative Ergebnisse liefert. Es können gasförmige und, soweit diese unzersetzt verdampfbar sind, auch flüssige und feste Stoffgemische analysiert werden. Die GC stellt gleichzeitig ein Trennverfahren dar, bei dem die Stoffkomponenten mit hohem Reinheitsgrad gewonnen werden (präparative GC).

Mit der herkömmlichen Gaschromatographie lassen sich Komponenten mit einem Anteil von Bruchteilen von ppm (part per million = 10^{-4} Vol.-%) noch reproduzierbar nachweisen. Spezielle Techniken, z.B. mit zusätzlicher Spurenanreicherung (speichernde Dosierung), ermöglichen Analysen bis unterhalb des ppb-Bereiches (10^{-7} Vol.-%).

Das Grundprinzip der Gas-Chromatographie ist in Abb. 3 dargestellt. Zu einem stetig strömenden Trägergas (z.B. H_2 , He, N_2) wird die zu analysierende Probe mit bestimmtem Volumen dosiert. Trägergas und Probe strömen gemeinsam durch die Trennsäule, wobei die einzelnen Probenkomponenten die Säule unterschiedlich schnell durchwandern und so voneinander getrennt werden. Im Anschluß an die Trennsäule wird das Trägergas mit den aufgetrennten Analysenkomponenten in den Detektor geleitet.

Dieser erfaßt die Konzentration bzw. die Masse der einzelnen Komponenten in der Reihenfolge, wie sie die Trennsäule verlassen haben. Das vom Detektor abgegebene elektrische Signal ist proportional der jeweiligen Konzentration (Masse) und wird von einem angeschlossenen Schreiber in Form von Peaks aufgezeichnet. Das geschriebene Diagramm wird als Chromatogramm bezeichnet.

Der charakteristische Bestandteil des Gas-Chromatographen ist die Trennsäule. Als Trennsäulenfüllung (stationäre Phase) dient beispielsweise ein fester, adsorbierender Stoff mit großer Oberfläche, wie Aktivkohle, oder eine auf inaktivem Trägermaterial aufgetragene Flüssigkeit, z.B. Polyäthylenglykol 2000 auf Chromosorb. Bei Kapillarsäulen - Trennsäulen mit sehr kleinem Durchmesser - wird ein Flüssigkeitsfilm unmittelbar auf die Rohrwandung aufgebracht.

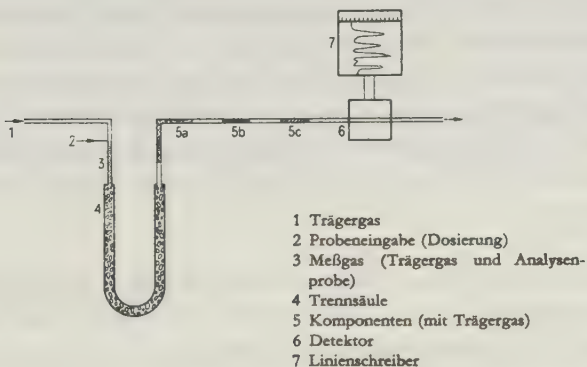


Abb. 3 Meßprinzip, schematisch [27]

Der Trennvorgang ist bei fester stationärer Phase wie folgt zu erklären:

Die Moleküle der einzelnen Analysenkomponenten werden durch Wechselwirkungen mit der stationären Phase vorübergehend zurückgehalten, dann vom Trärgas weitertransportiert, an anderer Stelle erneut zurückgehalten usw.

Moleküle gleicher Verbindungen zeigen das gleiche Retentionsverhalten, unterschiedliche Moleküle werden dagegen unterschiedlich lang aufgehalten. Die Länge der Trennsäulen muß so gewählt werden, daß an ihrem Ende die Komponenten mit deutlichem Zeitabstand getrennt austreten. Übliche Trennsäulenlängen sind 0,5 bis 20 m bei einem Säulendurchmesser von 2 bis 10 mm. Kapillarsäulen weisen Durchmesser zwischen 0,25 und 1 mm auf, die Längen können bis zu 200 m betragen. Trennsäulenmaterialien sind z.B. Stahl, Aluminium und Glas.

Es gibt eine große Anzahl von Trennsäulenfüllungen, von denen bekannt ist, welche Meßgaskomponenten sie auf-trennen und welche Retentionszeiten (Rückhaltezeiten) dabei auftreten. Erscheint also bei der Analyse eines unbekannten Stoffgemisches nach einer bestimmten Zeit t_R auf dem Chromatogramm ein Peak, dann weiß man aufgrund der für diese Trennsäulenfüllung vorhandenen Vergleichswerte, daß es sich um die Komponente A handelt. Die Konzentration der Komponente A ergibt sich aus der Fläche des Peaks. Trennt eine Säule einzelne Komponenten nicht oder nur unvollständig, so werden Trägergas und Probe in weitere Säulen mit anderen Füllungen geleitet.

Einfluß auf das Trennergebnis haben die Abmessungen der Trennsäule, die Größe und Konstanz des Trägergasstromes und die Trennsäulentemperatur.

2.3. Paramagnetische Meßmethoden [18]

Das Sauerstoffmolekül besitzt auf seiner äußeren (-p-) Schale zwei ungepaarte Elektronen. Hieraus resultiert aufgrund des Elektronenspins ein magnetisches Moment, das Molekül ist paramagnetisch. Bei Substanzen mit Spinpaarung wird das magnetische Moment dagegen kompen-

siert, es tritt Diamagnetismus auf.

Para- und ferromagnetische Substanzen sind demnach aus Atomen oder Ionen zusammengesetzt, die sich wie kleine Magneten verhalten (Elementarmagneten). Unter der Wirkung eines äußeren Magnetfeldes sind diese Elementarmagneten bestrebt, sich parallel zu den Feldlinien einzustellen. Dadurch wird das äußere Magnetfeld verstärkt und der paramagnetische Stoff in das Feld hineingezogen. Als Maß für die relative Änderung dieses Magnetfeldes bei Vorhandensein eines para- oder ferromagnetischen Stoffes dient der Begriff der magnetischen Suszeptibilität.

Diamagnetische Stoffe besitzen kein magnetisches Moment. Durch Anlegen eines äußeren Magnetfeldes wird in ihnen ein diesem Feld entgegengesetztes magnetisches Moment induziert. Demgemäß erfolgt Abstoßung und Schwächung der ursprünglichen Feldstärke.

Im folgenden wird ein kurzer Überblick über Meßinstrumente gegeben, die die paramagnetische Eigenschaft des Sauerstoffes zur Bestimmung der O_2 -Konzentration in Gasen benutzen.

2.3.1. Quincke-Analysator [42]

Die schematische Funktionsweise dieses Gerätes zeigt Abb. 4.

Das Prinzip zeichnet sich dadurch aus, daß das Meßgas nicht mit den beheizten Widerstandsdrähten der eigentlichen Meßschaltung in Berührung kommt. Nachteilig ist, daß während des Betriebes ein kontinuierlicher Stickstoffstrom erforderlich ist, außerdem muß das Gerät sorgfältig justiert werden, um Einflüsse der Schwerkraft und einen Kamin-Effekt zu vermeiden.

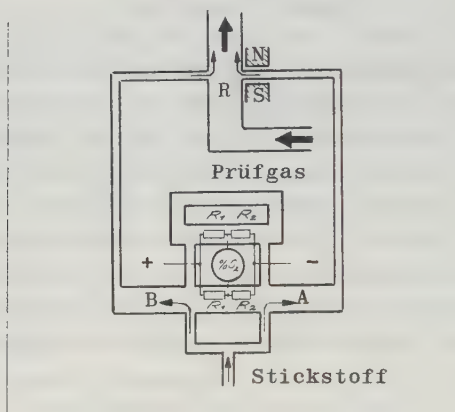


Abb. 4 Quincke-Analysator [42]

Ein kontinuierlicher Stickstoffstrom durchfließt die Schenkel A und B der Anordnung, in denen sich gleichzeitig die beiden Zweige R_1 , R_2 einer Wheatstoneschen Brücke befinden. Solange die Strömung im Schenkel A gleich der im Schenkel B ist, werden die darin liegenden Widerstände R_1 und R_2 durch Konvektion gleichmäßig gekühlt, die Brücke ist abgeglichen.

A und B münden in das vom Meßgas durchströmte Rohr R; unmittelbar vor der Austrittsstelle passiert A ein starkes Magnetfeld.

Wenn das Meßgas keinen Sauerstoff enthält, so bleibt die Strömung nach Durchmischen der beiden Gase annähernd laminar, die Wheatstonesche Brücke befindet sich im Gleichgewicht.

Enthält das Meßgas jedoch Sauerstoff, so kommt es aufgrund des Magnetfeldes zu Turbulenzen und damit zu geringfügigen Druckunterschieden zwischen Referenz- und Meßgas. Hieraus resultieren unterschiedliche Strömungen in A und B, die eine ungleichmäßige Wärmeabfuhr an den Widerständen R_1 und R_2 bewirken und damit das Brücken-

gleichgewicht stören. Die dem Druckunterschied proportionale Spannung stellt ein Maß für die Änderung der O_2 -Konzentration dar, das Meßinstrument kann somit direkt in Prozent Sauerstoff geeicht werden.

2.3.2. O_2 -Messung nach der Methode des "magnetischen Windes"

(Oxymat 1, Fa. Siemens) [27]

In einer Kammer aus unmagnetischem Material, in die die Polschuhe eines starken Permanentmagneten ragen, ist im Gebiet der größten Feldstärke ein elektrisch auf etwa $300^{\circ}C$ erhitzter Platin-Widerstandsdraht ausgespannt (Abb. 5). Dieser wird vom Gas bespült und erzeugt durch thermischen Auftrieb in der Kammer eine Gaszirkulation, die sich bei Anwesenheit von Sauerstoff vergrößert.

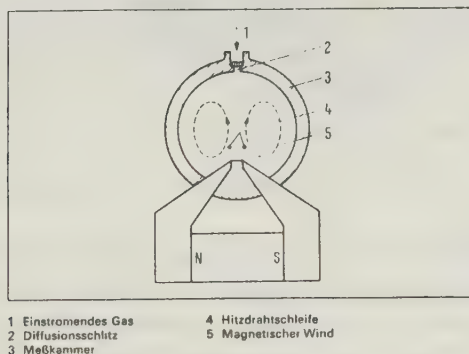
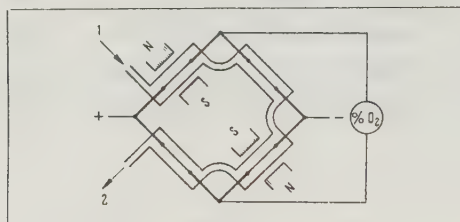


Abb. 5 O_2 -Meßkammer [27]

Sauerstoff ist im Gegensatz zu den meisten Gasen allein stark paramagnetisch, doch nimmt seine Magnetisierbarkeit mit zunehmender Temperatur ab. Vom Magneten wird er also kräftig angezogen, verliert aber am Hitzdraht seine paramagnetischen Eigenschaften zum Teil, und kalter, stark magnetischer Sauerstoff drängt nach. Die zusätzliche

Gaszirkulation, "magnetischer Wind" genannt, verursacht eine zusätzliche Abkühlung des Drahtes und damit eine Änderung seines elektrischen Widerstandes. Die auf eine Widerstandsmessung zurückgeführte Sauerstoff-Messung erfolgt mit einer Wheatstone-Brücke, deren vier Widerstandszweige von den vier Hitzdrähten gebildet werden (Abb. 6). Zwei Kammern entsprechen der bereits beschriebenen, zwei haben jedoch nur Blind-Polschuhe, um durch geometrische Gleichheit den Einfluß des thermischen Auftriebs zu kompensieren.



1 von der Gasentnahme
2 zum Ansauggerät

Abb. 6 Gasströmung und Schaltschema [27]

Die Meßbrücke, die beim Sauerstoffgehalt Null im Gleichgewicht ist, wird bei steigendem Sauerstoffgehalt zunehmend verstimmt. Das in der Brückendiagonale liegende Drehspul-Instrument, das diese Verstimmung anzeigt, wird unmittelbar in % O_2 geeicht. Zur Nullpunktunterdrückung wird die Vergleichsgas-Methode gewählt. Zwei der vier Meßkammern - eine mit und eine ohne Magnet - werden mit einem Vergleichsgas beschickt, dessen Sauerstoffgehalt den Nullpunkt festlegt. Mit reinem Sauerstoff als Vergleichsgas liegt also der Nullpunkt bei 100 % O_2 , mit Luft bei etwa 21 % O_2 .

2.3.3. Gasanalysegerät Oxymat 2 (Fa. Siemens) [27]

Das Meßverfahren beruht darauf, daß auf O_2 -Moleküle - aufgrund ihrer paramagnetischen Eigenschaft - in einem inhomogenen Magnetfeld Kräfte in Richtung höherer Feldstärke wirken. Die Integration dieser Kräfte äußert sich in einem Druck, der in dem Teil des Magnetfeldes, in dem eine homogene und maximale Feldstärke vorhanden ist, seinen größten Wert hat. Der Druck kann außerhalb des Magnetfeldes gemessen werden, indem ein Hilfsgas (z.B. Stickstoff) durch eine Leitung aus dem feldfreien Raum in den homogenen Feldbereich geführt wird. Das Schema des Meßsystems zeigt Abb. 7.

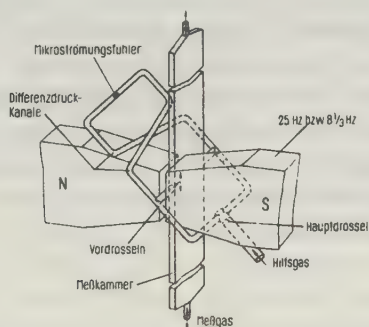


Abb. 7 Meßsystem (schematisch) [27]

Im homogenen Feld, in dem die Zuleitung liegt, wirken nur Kräfte entsprechend der geringen diamagnetischen Suszeptibilität des Hilfsgases. Wird die Hilfsgasströmung so eingestellt, daß ein Eindiffundieren des Sauerstoffes in die Hilfsgasleitung verhindert wird, so läßt sich der vom Sauerstoff aufgebaute Druck in der Hilfsgasleitung zur Messung ausnutzen.

Die Hilfsgasleitung ist in zwei Kanäle aufgeteilt, die beide in die Meßkammer münden; einer im Bereich des

Magnetfeldes und einer im feldfreien Raum.

Der vom Sauerstoffgehalt im Meßgas abhängige Druck ist als Differenzdruck zwischen den beiden Hilfsgaseinmündungen wirksam. Hierdurch entsteht im Verbindungskanal eine Strömung, die dem Sauerstoffgehalt im Meßgas proportional ist. Durch das Magnetfeld mit wechselnder Flußstärke wird die Hilfsgasströmung impulsförmig. Der im Verbindungskanal angeordnete Mikroströmungsfühler setzt die Strömungsimpulse in elektrische Signale um, die im Elektronikteil verstärkt, gleichgerichtet und als eingepprägter Strom dem Anzeiger zugeführt werden.

Durch die direkt beströmte Meßkammer mit kleinem Volumen und den verzögerungsarmen Strömungsfühler ergibt sich eine sehr kleine Ansprechzeit. Da der Strömungsfühler im Hilfsgas angeordnet ist, ist die Messung unbeeinflußt von der Wärmeleitfähigkeit, der spezifischen Wärme und der inneren Reibung des Meßgases. Durch die Anwendung des Magnetfeldes mit wechselnder Flußstärke wird die Grundströmung nicht erfaßt, so daß die Messung lageunabhängig ist.

2.3.4. Sauerstoffanalysegeräte Typ "Servomex" [42]

Das hier verwendete Meßprinzip wurde in seinen Grundzügen schon 1851 von Faraday angegeben. Es beruht auf der hohen magnetischen Suszeptibilität des Sauerstoffes.

Die Drehwaage (A) hat ein Gewicht von nur wenigen Milligramm. Sie besteht aus einem Torsionsband (C) aus Platin mit Spiegel (D), einer Hantel mit zwei stickstoffgefüllten Glasballons (E) und einer die letztere umgebende Drahtwicklung (H). Die Waage hängt in einem ungleichförmigen Magnetfeld, das durch die keilförmigen Polschuhe (N) und (S) erzeugt wird. Das gesamte System ist in einer Zelle mit einem Kammervolumen von ca. 5 ml angeordnet (Abb.S).

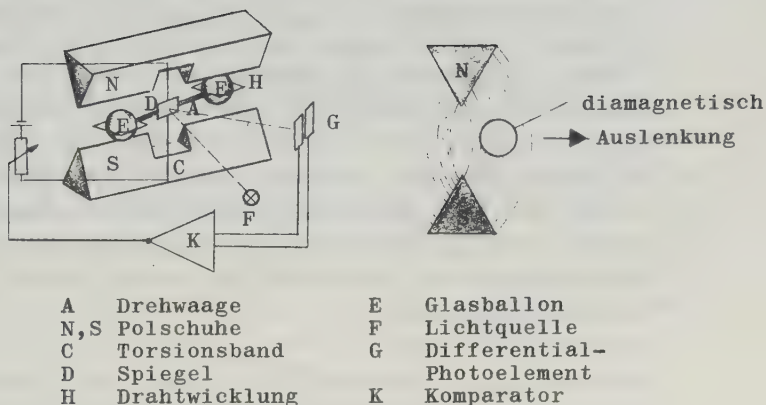


Abb. 8 Meßsystem Typ "Servomex" [42]

Wenn sauerstoffhaltiges Gas in die Zelle strömt, strebt der Sauerstoff in die Ebene des größten magnetischen Flusses und versucht so, die beiden diamagnetischen Glasballons (E) beiseite zu drücken. Die Drehwaage (A) erfährt auf diese Weise ein Drehmoment, das aber nicht direkt gemessen, sondern durch ein künstlich erzeugtes Gegenmoment kompensiert wird. Sie bleibt also wegen der beiden einander aufhebenden Drehmomente in ihrer Nulllage, wodurch weitgehende Unabhängigkeit von Feldstärkeverteilung und geometrischer Anordnung erzielt wird. Das einfach zu messende Gegenmoment ist gleich groß wie das Drehmoment, und dieses ist direkt proportional dem Sauerstoffgehalt des Zellengases.

Das Gegenmoment wird dadurch erzeugt, daß an die Drahtwicklung (H) eine Spannung entsprechender Größe angelegt wird, so daß diese von einem Strom durchflossen wird und auf diese Weise ein Gegenmagnetfeld zum vorhandenen Magnetfeld entsteht. Viele innere Fehlerquellen werden durch die Nullmethode ausgeschaltet.

Der automatische Nullabgleich erfolgt mittels eines sehr empfindlichen und schnell ansprechenden Differential-Photoelementes (G). In Nullage fällt der von der Lichtquelle (F) erzeugte und vom Spiegel (D) reflektierte Lichtstrahl zwischen beide Photoelemente, die daher nicht reagieren. Bei der kleinsten Auslenkung nach der einen oder anderen Seite wird aber eines der beiden Photoelemente belichtet und liefert einen Photostrom, der nach Verstärkung den durch die Drahtwicklung (H) fließenden Strom in Sinne einer Rückstellung des Lichtstrahles beeinflußt und damit auch die Position der Waage verändert.

Der gemessene Rückstellstrom der Drahtwicklung (H) ist streng linear zum Sauerstoffgehalt; das Meßinstrument ist direkt in Prozent Sauerstoff geeicht.

Hauptvorteil dieses Meßverfahrens ist die weitgehende Unabhängigkeit von spezifischen Eigenschaften der Trägergase mit linearer Anzeige und umschaltbaren Meßbereichen.

3. Konzeption einer Meßeinrichtung zur Bestimmung des Sauerstoffverbrauchs von Neugeborenen

3.1. "Offene" und "geschlossene" Systeme [20]

Es gibt zahlreiche Lösungen für die meßtechnische Erfassung des Sauerstoffverbrauchs eines Individuums. Prinzipiell kann zwischen "offenen" und "geschlossenen" Systemen unterschieden werden. Im geschlossenen System atmet die Versuchsperson über eine Maske in einen Beutel aus oder sie befindet sich mit dem ganzen Körper innerhalb einer luftdichten Meßkammer. Dabei wird entweder die Änderung des Sauerstoffgehaltes in der Kammer bzw. im Atembeutel gemessen oder die Sauerstoffmenge, die in das System gepumpt werden muß, um den Sauerstoffgehalt bzw. -druck konstant zu halten.

Atemung über eine Maske stört das Neugeborene erheblich. In einer luftdichten Meßkammer sind Manipulationen am Kind unmöglich. Diese Nachteile werden von offenen Systemen vermieden. Dabei wird ein Strom von Zimmerluft durch eine Haube geleitet, unter der sich nur der Kopf des Neugeborenen befindet. Das Neugeborene entnimmt daraus den von ihm benötigten Sauerstoff, und aus dem durchgeströmten Luftvolumen und der Differenz der O_2 -Konzentrationen vor und nach der Haube läßt sich der Sauerstoffverbrauch berechnen.

3.2. Sauerstoffverbrauch und Herzminutenvolumen [10,37]

Bezeichnet man

- das Luftvolumen unter Standardbedingungen, das durch die Haube geströmt ist, mit $\dot{V}[\frac{1}{min}]$
- die Sauerstoffkonzentration in der atmosphärischen Luft mit [O_{2a}] [%] und

- die Sauerstoffkonzentration, die die Luft nach Durchströmen der Haube noch enthält, als $[O_{2p}]$, so erhält man für den Sauerstoffverbrauch :

$$\dot{V}_{O_2} = \frac{\dot{V}([O_{2a}] - [O_{2p}])}{100} \cdot \frac{1}{\text{min}} \quad [20]$$

Die Berechnung basiert auf der Annahme, daß der respiratorische Quotient gleich 1 ist. Da das die Haube durchströmende Luftvolumen etwa 10 bis 20 Mal größer ist als das Minutenvolumen, kann der durch diese Annahme verursachte Fehler vernachlässigt werden.

Die Förderleistung des Herzens ist als Blutvolumen/Zeit, d.h. als Stromstärke definiert. Wählt man hierfür die Einheiten Liter und Minute, so läßt sich die Förderleistung des Herzens als Herzminutenvolumen (HMV) angeben. Es stellt das Produkt aus Herzfrequenz und Schlagvolumen dar. Zwischen Herzminutenvolumen und Sauerstoffaufnahme besteht eine lineare Beziehung, denn sowohl im Ruhezustand als auch bei Muskelarbeit stellen sich für die O_2 -Extraktion konstante Werte ein. [37]

Das Herzminutenvolumen kann nach dem Prinzip der Indikatorverdünnung gemessen werden (A. Fick). Allgemein gilt:

$$\frac{\text{Volumen}}{\text{Zeit}} = \frac{\text{Indikatormenge}}{\text{Indikatorkonzentration} \cdot \text{Zeit}}$$

Dient Sauerstoff als Indikator, so erhält man für die Bestimmung des Herzminutenvolumens die Beziehung [37]

$$\text{HMV} = \frac{O_2\text{-Aufnahme pro Minute}}{\text{Arterio-venöse-}O_2\text{-Konzentrationsdifferenz}}$$

3.3. Aufbau und Funktionsweise des Meßsystems

Den schematischen Aufbau der verwendeten Meßanordnung zur Bestimmung des O_2 -Verbrauchs von Neugeborenen zeigt Abb. 8.

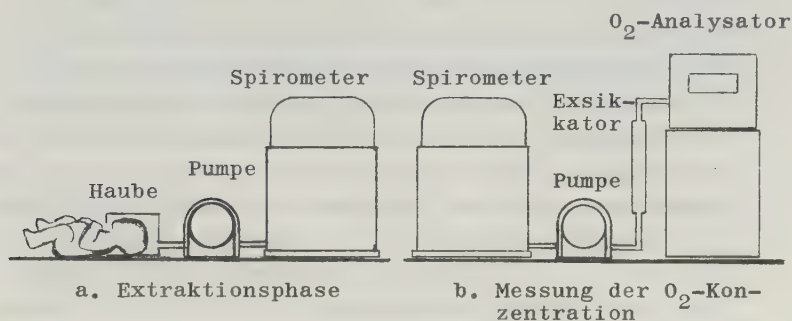


Abb. 8 Meßanordnung zur Bestimmung des O_2 -Verbrauchs von Neugeborenen

Das Kind liegt mit dem Kopf unter einer Plexiglashaube; dabei wird der zwischen Körper und Haubenöffnung befindliche Spalt durch ein poröses Tuch abgedeckt. In der Extraktionsphase wird nun durch Einschalten der Pumpe ein Unterdruck in der Haube erzeugt, wodurch Luft aus der Haube in das Spirometer gelangt. Die Zeit bis zum Erreichen eines bestimmten Gasvolumens V wird gestoppt, und man erhält somit eine Aussage über die geförderte Luftmenge.

In der zweiten Phase wird die O_2 -Konzentration des im Spirometer gesammelten Luftvolumens bestimmt. Hierzu wird die durch die Pumpe geförderte Luft über einen Exsikkator (Silicagel) dem Sauerstoffanalysegerät zugeführt. Aus der Differenz der O_2 -Konzentrationen vor und nach Extraktion und dem Volumen pro Zeiteinheit $\dot{V}$ läßt sich der Sauerstoffverbrauch errechnen.

$$\dot{V}_{O_2} = \frac{\dot{V} ([O_{2a}] - [O_{2p}])}{100} \frac{1}{\text{min}}$$

3.4. Eigenschaften der verwendeten Systemkomponenten

Bei "offenen" Systemen liegen die zu erwartenden O_2 -Konzentrationsänderungen in der Größenordnung von 0,2 bis 0,5 %. Daraus folgt, daß hohe Anforderungen an die Präzision der verwendeten Meßeinrichtung gestellt werden müssen. Da der Gesamtfehler des Systems aus der Summe der Fehler der einzelnen Systemkomponenten resultiert, ist es wenig sinnvoll, beispielsweise ein hochgenaues O_2 -Analysegerät zu verwenden, wenn die damit mögliche Qualität des Meßergebnisses hinsichtlich der O_2 -Konzentration durch ein minderwertiges Spirometer mit entsprechenden Fehlern bei der Volumenbestimmung wieder zunichte gemacht wird. Eine Kette ist immer so stark wie ihr schwächstes Glied; aus dieser lapidaren Erkenntnis folgt, daß die Auswahl aller Systemkomponenten mit der entsprechenden Sorgfalt erfolgen muß.

3.4.1. Sauerstoffanalysegerät

Das Gerät muß zur Messung sehr geringer O_2 -Konzentrationsunterschiede - 0,2 bis 0,5 % - zwischen zwei Gasen geeignet sein. Da die Konzentrationsunterschiede sehr klein sind, müssen hohe Forderungen hinsichtlich Stabilität und Meßgenauigkeit gestellt werden. Der verwendete Analysator arbeitet nach der paramagnetischen Methode (OA 137, Servomex Controls Ltd.).

Das Gerät liefert eine maximale Ausgangsspannung von 100 mV und besitzt vier Meßbereiche (0 - 2,5 %, 0 - 10 %, 0 - 25 % und 0 - 100 %).

Die Meßwertanzeige erfolgt durch ein Digitalvoltmeter (Analogic, Modell AN 2533) mit einem Endausschlag von 100 mV und mit einer Empfindlichkeit von 0,1 mV. Im empfindlichsten Meßbereich lieferte der Analysator damit eine Ausgangsspannung von 40 mV bei einer Sauerstoffkonzentration von 1 %. Durch Unterdrückung des Nullpunktes war es möglich, den empfindlichsten Bereich des Meßgerätes bei Sauerstoffkonzentrationen zwischen 18,5 - 21 % zu benutzen. Damit konnten Gase analysiert werden, deren Sauerstoffkonzentration nur geringfügig von der normaler Raumluft abweicht.

Die Meßgenauigkeit liegt nach Herstellerangabe bei $\pm 0,05$ % bzw. ± 1 % vom Skalenendwert, wobei der jeweils größere Wert zugrunde zu legen ist.

Als günstigste Meßgasmenge wird ein Wert von $100 \frac{\text{ml}}{\text{min}}$ empfohlen. Bei dieser Strömungsgeschwindigkeit verlängert sich zwar die Einstellzeit, dieser Effekt ist aber für die hier vorliegende Meßart ohne Bedeutung, da die Bestimmung der O_2 -Konzentration nicht als "on-line"-Messung erfolgt.

3.4.2. Spirometer

Das verwendete Spirometer stammte aus Institutsbeständen. Sein Fassungsvermögen betrug 20 l. Zunächst mußte das Gerät geeicht werden. Hierzu wurde die "Verdrängungsmethode" (Abb. 9) benutzt, weil andere Verfahren nicht die gewünschte Genauigkeit erwarten ließen.

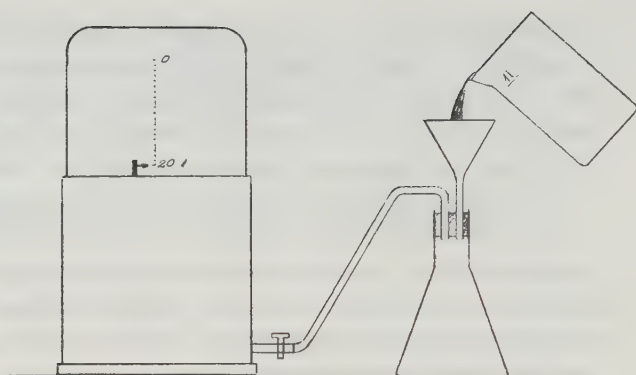


Abb. 9 Eichung des Spirometers (schematisch)

Die Meßflasche - Fassungsvermögen 1000 ml - wurde mit einem Gummistopfen verschlossen, der zwei Bohrungen aufwies. Von der einen Bohrung wurde mittels eines Schlauches eine Verbindung zum Spirometer hergestellt, in die andere wurde ein Trichter gesteckt. Nachdem das Spirometer in seine Ausgangslage - Volumen theoretisch gleich null - gebracht worden war, wurde die Flasche bis zur Eichmarke mit Wasser gefüllt. Das verdrängte Luftvolumen strömte dadurch in das Spirometer, das jetzt sukzessiv in jeweils 1 l -Schritten geeicht wurde.

Zur Abschätzung des Totraumes wurde die Indikator-Verdünnungs-Methode benutzt. Nachdem das Spirometer in seine Ausgangslage gebracht worden war, wurde es bis zur 20 l-Marke mit reinem Stickstoff gefüllt. Das im Spirometer befindliche Gas stellte damit ein Gemisch aus N_2 und der im Totraum enthaltenen Raumluft dar. Die Analyse (Servomex) ergab einen O_2 -Gehalt von 0,46 %. Raumluft enthält einen Sauerstoffanteil von 20,9 %, d.h. in 1000 ml Luft befinden sich 209 ml O_2 . - Eine Sauerstoffkonzentration des Gasgemisches von 0,46 % bedeutet,

daß in 20 l dieses Gemisches $20 \cdot 0,46 \% = 92 \text{ ml } O_2$ enthalten sind. Da der O_2 -Anteil normaler Raumluft 20,9 % beträgt, erhält man für das Totraumvolumen

$$V_{\text{tot}} = \frac{92 \text{ ml} \cdot 100 \%}{20,9 \%} = 440 \text{ ml.}$$

Dieser Wert ist relativ hoch und bringt sicherlich eine erhebliche Einschränkung der Meßgenauigkeit mit sich. Es stand jedoch leider kein geeigneteres Spirometer zur Verfügung.

3.4.3. Pumpe

Zur Förderung der benötigten Luftmenge diente eine Kreiselpumpe des Typs SA 37 der Fa. Services Electric Co.Ltd., Stanmore, Middlesex, England, wie sie auch in der Arbeit von Kappogoda und Linden [20] verwendet wurde. Um eine Anpassung der Pumpleistung an die jeweiligen Versuchsbedingungen zu erreichen, konnte die Drehzahl mittels einer elektronischen Hilfsschaltung reduziert werden. Durch Netzspannungsschwankungen hervorgerufene Drehzahlabweichungen wurden durch diese Schaltung nicht kompensiert.

Die Erwärmung der Luft innerhalb der Pumpe dürfte zu keiner wesentlichen Verfälschung der O_2 -Konzentrationsmessung geführt haben, da die Temperatur in der Meßzelle durch einen eingebauten Thermostaten ohnehin auf einem Wert von 45°C festgehalten wird. - Unangenehm machte sich die starke Geräuscentwicklung der Pumpe bei Volllast bemerkbar, ein Phänomen, das erst durch Drosselung der Drehzahl und Anwendung schwingungsdämpfender Maßnahmen auf ein vertretbaren Maß reduziert werden konnte.

Bei sehr hohen Anforderungen an die Meßgenauigkeit wäre zweifellos ein Konstanthalten der Netzspannung bzw. eine elektronische Stabilisierung der Drehzahl von Vorteil.

3.5. Durchführung der Messungen

Im Interesse einer möglichst hohen Genauigkeit und Reproduzierbarkeit der Meßergebnisse müssen verschiedene Bedingungen erfüllt werden, die vor und bei der Durchführung der Messungen zu berücksichtigen sind.

So empfiehlt es sich, den Sauerstoffanalysator auch während der Meßpausen - also z.B. über Nacht oder über das Wochenende - betriebsbereit zu halten. Die zur Beleuchtung der beiden Fotoelemente des Meßsystems dienende Projektionslampe sollte dabei allerdings ausgeschaltet werden, um deren Lebensdauer nicht unnötig zu verkürzen. Auf diese Weise ist das Gerät ständig einsatzbereit, und die sonst vor Meßbeginn erforderliche Wartezeit bis zum Eintritt stationärer Verhältnisse - u.a. bedingt durch die Aufheizzeit des Meßsystems - entfällt.

Nun kann das Gerät geeicht werden. Zunächst wird der Nullpunkt eingestellt. Hierzu läßt man nachgereinigten Stickstoff durch das Meßsystem strömen. Nach ca. zwei Minuten Wartezeit wird die Anzeige - je nach gewünschter Genauigkeit analog oder digital - mittels der Nullpunkt-korrektur auf null eingestellt. Dies ist bei hoher Empfindlichkeit - also im Bereich von 18,5 bis 21 bzw. 20 bis 21 % O_2 - nicht immer ganz einfach, weil die Anzeige hier relativ starken statistischen Schwankungen unterliegt.

Als nächstes wird der Wert 20,9 % O_2 - entsprechend dem O_2 -Gehalt von Raumluft - eingestellt. Zu diesem Zweck wird dem Meßsystem getrocknete Raumluft zugeführt. Nach ca. zehn Minuten ist mit Sicherheit ein "steady-state" erreicht, und die Anzeige kann mittels des Potentiometers "Empfindlichkeit" auf den korrekten Wert nachjustiert werden.

Auch bei dieser Einstellung treten statistische Schwankungen auf, die wohl auf thermische Instabilitäten im Meßsystem zurückzuführen sind. Es ist darauf zu achten, daß die bei der Eichung eingestellte Meßgasmenge - Ableistung am linken Strömungsmesser - auch bei der nachfolgenden Messung beibehalten wird, da es sonst zu Verfälschungen des Meßwertes kommt.

Bei der Verwendung der beiden empfindlichsten Meßbereiche - und deren Benutzung dürfte wohl bei "Offen-System-" Messungen die Norm sein - stellt man zweckmäßigerweise bei Raumluft-O₂-Konzentration (entsprechend 20,9 % O₂) das Digitalvoltmeter gleich auf den Wert "0,000" ein und kann dann bei der darauf folgenden Messung die Änderung der Sauerstoffkonzentration direkt ablesen. (Achtung: Im Bereich 18,5 % bis 21,0 % O₂ Korrekturfaktor: Multiplikation des Skalenwertes mit Faktor 0,25 !)

Nach Abschluß der Eichung kann mit der Messung begonnen werden. Zunächst wird das Kind mit dem Kopf unter die Haube gelegt und der zwischen Körper und Haubenöffnung bestehende Zwischenraum mit einem porösen Tuch abgedeckt. Dann wird die Pumpe eingeschaltet und Luft aus der Haube abgesaugt. Nachdem sichergestellt ist, daß eventuelle kurzzeitige CO₂-Anreicherungen in der Haube abgeführt worden sind, wird der Luftstrom dem Spirometer zugeführt. Die Zeit bis zum Erreichen der 20 l-Marke wird gestoppt. Aus Volumen (20 l) und ermittelter Zeit läßt sich $\dot{V}$ in $\frac{1}{\text{min}}$ errechnen. Typische Werte liegen bei 10 bis 15 $\frac{1}{\text{min}}$. Mit dieser zwischen ein und zwei Minuten dauernden Prozedur ist die Messung am Kind bereits abgeschlossen.

Nun erfolgt die Ermittlung der O₂-Konzentrationsänderung. Dazu wird die im Spirometer gesammelte Luft dem Sauerstoffanalysegerät zugeführt. Es ist äußerst wichtig, bei dieser Messung dieselbe Strömungsgeschwindigkeit für das Meßgas zu wählen wie bei Durchführung der Eichung. Während der Messung erwies sich ein Wert von 80 $\frac{\text{ml}}{\text{min}}$ als zweckmäßig.

Die in den Spezifikationen des Geräteherstellers (Servomex Controls Ltd.) angegebene relative Unabhängigkeit des Meßwertes von der Strömungsgeschwindigkeit mag für die weniger empfindlichen Meßbereiche ihre Gültigkeit haben; für den 1 bzw. 2,5 % Meßbereich trifft sie sicher nicht zu. Bedingt durch Totraumvolumen (Länge der Zuleitungen !) und Ansprechzeit der Meßzelle, aber auch um das Erreichen des Endwertes der Anzeige zu gewährleisten, wurde nun dem Sauerstoffanalysator zehn Minuten lang Luft aus dem Spirometer zugeführt. Die Meßwerte wurden mit einem Koordinatenschreiber registriert. Die Totzeit der Meßanordnung lag bei ca. drei Minuten, d.h. nach dieser Zeit machte sich in der Anzeige der Einfluß der geänderten O_2 -Konzentration bemerkbar. Nach Beendigung der Meßgaszufuhr wurde dem Analysator wieder Raumluft zugeführt. Damit sollte überprüft werden, ob die Anzeige auf den Ausgangswert bei der Eichung zurückging bzw. in welchem Ausmaß eine Drift des Nullpunktes erfolgt war. Mögliche Abweichungen wurden dadurch berücksichtigt, daß Anfangs- und Endwert der Anzeige gemittelt und die Differenz aus dem so erhaltenen Ausgangswert und der maximalen O_2 -Konzentrationsänderung für die weitere Berechnung zugrunde gelegt wurde. Typische im Verlauf eines Meßzyklus mit einem Koordinatenschreiber registrierte Änderungen der Sauerstoff-Konzentration zeigen die fünf im Anhang befindlichen Kurven.

Den Sauerstoffverbrauch des Neugeborenen erhält man rechnerisch als Produkt aus Volumen pro Zeiteinheit und der durch die Extraktion bedingten Änderung der Sauerstoff-Konzentration.

3.6. Meßergebnisse

Die Fehler, die bei der Bestimmung der Sauerstoffkonzentration gemacht werden, hängen ausschließlich von der Charakteristik des Sauerstoffanalysators ab. Es war deshalb erforderlich, das Gerät hinsichtlich Beeinflussung des Meßwertes von äußeren Parametern zu überprüfen. Es sei darauf hingewiesen, daß ein Teil der interessierenden Messungen schon im Rahmen anderer Arbeiten durchgeführt wurde [9,13,20]. Auf ihre Wiederholung wurde hier bewußt verzichtet. Alle einschlägigen Publikationen stimmen darin überein, daß der Sauerstoffanalysator vom Typ Servomex OA 137 für die Bestimmung des O_2 -Verbrauchs nach der Offen-System-Methode gut geeignet, linear, äußerst stabil und hochempfindlich ist; der maximale Fehler wurde mit 0,12 % angegeben.

3.6.1. Abhängigkeit der Anzeige von den Meßparametern

Die sehr hohe Meßgenauigkeit des verwendeten Sauerstoffanalysators macht es erforderlich, den Meßparametern besondere Aufmerksamkeit zu schenken. Untersucht wurde die Beeinflussung der Anzeige bei Änderung der Durchflußrate $\dot{V}$ der beiden wichtigen Meßgase Luft und Stickstoff, die Drift der Meßwertanzeige über einen längeren Zeitraum bei Änderung der Pumpendrehzahl sowie die Meßwertabweichung im empfindlichsten Meßbereich während sehr kurzer Zeitintervalle.

3.6.1.1. Zeitliche Abhängigkeit der Anzeige von der Durchflußmenge $\dot{V}$, Meßgas Stickstoff - Meßbereich 25 % (Tabelle 1)

Dem Sauerstoffanalysator wurde zwei Minuten lang nachgereinigter Stickstoff zugeführt. Nach dieser Zeit wurde

das Digitalvoltmeter (Meßbereich: 100 Skalenteile $\hat{=}$ 25 % O_2) auf den Wert 0,00 entsprechend der Sauerstoffkonzentration 0 % eingestellt und dann alle 20 Sekunden über einen Zeitraum von einer Minute der angezeigte Meßwert abgelesen. In zehn aufeinander folgenden Meßreihen wurde die Durchflußrate des Meßgases - ausgehend von der Durchflußmenge $\dot{V} = 100 \frac{\text{ml}}{\text{min}}$ - schrittweise um jeweils $10 \frac{\text{ml}}{\text{min}}$ verringert bis zum Endwert $10 \frac{\text{ml}}{\text{min}}$.

Die Meßergebnisse zeigen, daß im 25 %-Bereich keine nennenswerte Drift des Nullpunktes erfolgt. Änderungen der Durchflußrate wirken sich dagegen relativ stark auf die Anzeige aus. Im Interesse einer hohen Meßgenauigkeit ist deshalb unbedingt darauf zu achten, daß während der Messung dieselbe Durchflußmenge gewählt wird wie bei der vorangegangenen Eichung.

3.6.1.2. Zeitliche Abhängigkeit der Anzeige von der Durchflußmenge $\dot{V}$, Meßgas Raumluf - Meßbereich 25 % (Tabelle 2)

Nach der unter 3.6.1.1. beschriebenen Prozedur wurde dem Sauerstoffanalysator jetzt Raumluf zugeführt, der in einem Exsikkator (Silicagel) vorher der Wasserdampf entzogen worden war. Nach zwei Minuten wurde am Digitalvoltmeter der Wert 20,90 % O_2 eingestellt und dessen Änderung in Abhängigkeit von Zeit und Strömungsgeschwindigkeit des Meßgases registriert. Die Messung bestätigte die bereits unter 3.6.1.1. feststellbare Tendenz: Eine sehr geringe zeitliche Drift des Meßwertes, jedoch eine deutliche Abhängigkeit der Anzeige von der Durchflußmenge des Meßgases.

3.6.1.3. Zeitliche Abhängigkeit der Anzeige von der Durchfluß-
menge $\dot{V}$, Meßgas Raumlufte - Meßbereich 1 % O_2 (Tabelle 3)

Bei der Ermittlung des Sauerstoffverbrauchs nach der Offen-System-Methode müssen noch sehr kleine Änderungen der Sauerstoffkonzentration erfaßt werden. Man ist deshalb gezwungen, den empfindlichsten Bereich des Meßgerätes - 100 Skalenteile $\hat{=} 1\% O_2$ - zu verwenden. Von besonderem Interesse für die Meßgenauigkeit sind hierbei die Einflüsse der Meßparameter und systembedingte Beeinflussungen der Anzeige. Die gemessenen Werte zeigen nicht nur - wie bereits unter 3.6.1.1. und 3.6.1.2. festgestellt - eine Abhängigkeit von der Durchflußmenge des Meßgases, sondern jetzt auch stärkere Schwankungen innerhalb eines gemessenen Zeitraumes von zwei Minuten. Zu der bereits genannten Forderung nach gleichen Durchsatzraten bei Eich- und Meßphase kommt damit eine zweite: Berücksichtigung der systemimmanenten Drift. - Bei der Auswertung der Messungen wurde diesem Aspekt dadurch Rechnung getragen, daß dem Sauerstoffanalysator sofort im Anschluß an die Messung der O_2 -Konzentrationsänderung wieder Raumlufte zugeführt wurde und für den Fall, daß der jetzt angezeigte Wert von dem zu Beginn der Messung (Eichung) angezeigten abwich, ein Mittelwert zwischen Anfang und Ende des Meßzyklus zugrunde gelegt.

3.6.1.4. Zeitliche Abhängigkeit der Anzeige von der Durchfluß-
menge $\dot{V}$, Meßgas Raumlufte - Meßbereich 2,5 % O_2 (Tabelle 4)

Die gleichen Messungen wie unter 3.6.1.3. wurden nun noch im zweitempfindlichsten Bereich (18,5 - 21 % O_2 , 2,5 % $O_2 \hat{=} 100$ Skalenteile) durchgeführt. Ergebnisse und zu ziehende Konsequenzen decken sich mit denen von 3.6.1.3.

3.6.1.5. Zeitliche Abhängigkeit der Anzeige von der Pumpendrehzahl (Tabellen 5 und 6)

Um für die Durchführung der Messungen optimale Bedingungen zu schaffen, wurde auch der Einfluß der Pumpendrehzahl (einstellbar mittels Thyristor-Reglers) auf den zeitlichen Verlauf der Anzeige untersucht. Konstante Arbeitsbedingungen ergaben sich bei einer mittleren Drehzahl, während sich bei voller Leistung geringfügige Schwankungen ergaben. Eine Erklärung für dieses Phänomen konnte nicht gefunden werden. Alle Messungen an Neugeborenen wurden deshalb bei mittlerer Pumpendrehzahl vorgenommen.

3.6.1.6. Messung der Drift innerhalb kurzer Zeitintervalle (Tabelle 7)

Bei den bisherigen Messungen erfolgte die Ablesung des Meßwertes nach jeweils 20 Sekunden. Um eventuell eine Erklärung bzw. eine bestimmte Tendenz für die Richtung der festgestellten Änderungen des Anzeigewertes zu finden, wurde jetzt - unter Zugrundelegung der Parameter von 3.6.1.3. - drei Minuten lang im empfindlichsten Meßbereich alle fünf Sekunden abgelesen. Die ermittelten Schwankungen lagen innerhalb des vom Hersteller genannten Genauigkeitsbereiches; Hinweise auf eine beeinflussbare Ursache oder eine bevorzugte Richtung nach der einen oder anderen Seite waren nicht erkennbar. Offensichtlich handelt es sich somit um im Meßsystem selbst hervorgerufene statistische Schwankungen, die aber innerhalb des zulässigen Toleranzbereiches liegen.

3.6.2. Messung der postnutritiven Änderung der O_2 -Aufnahme von Frühgeborenen

Nach Abschluß der methodischen Untersuchungen wurde der zeitliche Verlauf der O_2 -Aufnahme von Frühgeborenen in Abhängigkeit von der Nahrungsaufnahme gemessen. Dabei stand der Nachweis der Eignung der aufgebauten Meßapparatur gemäß Aufgabenstellung im Vordergrund.

Die klinischen Daten der 10 untersuchten Kinder sind in Tabelle 9 zusammengestellt. Die Messungen erfolgten in jeweils etwa halbstündigen Intervallen. Eine schnellere Meßfolge war aufgrund der zeitlichen Dauer der O_2 -Konzentrationsbestimmung nicht möglich. Bei Vorhandensein mehrerer Spirometer ließen sich die Meßintervalle beliebig verkürzen, d.h. es wäre dann ohne weiteres möglich, z.B. alle zehn Minuten eine Probe des ausgeatmeten Luftvolumens zu entnehmen und in den Spirometern zu speichern. Der O_2 -Gehalt dieser Luftvolumina könnte dann - ohne jedes Mal durch die folgende Messung zeitlich limitiert zu sein - nacheinander in Ruhe bestimmt werden.

Wie Tabelle 8 und Abb. 10 zeigt, erhöht sich übereinstimmend etwa eine halbe Stunde nach Nahrungsaufnahme der O_2 -Bedarf der Kinder. Der Grad der Erhöhung schwankt zwischen zehn und dreißig Prozent. Interessanterweise stellte sich bei einem mit Breinahrung gefütterten Kind das Maximum der O_2 -Aufnahme erst nach einer Stunde ein. Offensichtlich spielt hier die durch die festere Konsistenz der Nahrung bedingte verzögerte Passage eine Rolle. Schrien die Kinder während des Meßvorganges, so konnte auch eine Erhöhung des O_2 -Bedarfs registriert werden.

In einer zweiten Messung ließ sich dieser Zusammenhang bestätigen, wobei jetzt das Schreien durch Kneifen in die Wade provoziert wurde.

Bei einigen Kindern wurde die O_2 -Aufnahme kurz vor und während der Nutrition bestimmt. Dabei ließ sich keine meßbare Erhöhung des Sauerstoffbedarfs feststellen. Die Validität dieser Meßergebnisse ist allerdings nicht sehr hoch zu bewerten, weil es schwierig ist, unter den gegebenen eingeschränkten Raumverhältnissen unter der Haube bei jeder Messung exakt reproduzierbare Meßbedingungen einzuhalten. (Abb. 10)

Die Frage der Reproduzierbarkeit stellte ohnehin bei sämtlichen an Kindern durchgeführten Messungen das Kardinalproblem dar. Es ist fast unmöglich, alle emotions- und/oder motilitätsbedingten Störfaktoren zu beeinflussen oder auch nur zu erfassen bzw. deren Einfluß auf die O_2 -Konsumption richtig zu bewerten.

- Die auffälligsten Begleitumstände jedes Meßvorganges wurden jeweils unter der Rubrik "Bemerkungen" festgehalten.

4. Diskussion

4.1. Meßmethoden

Unter 3.1. wurde das Prinzip der beiden für die meßtechnische Erfassung des Sauerstoffverbrauchs möglichen Alternativen - "offenes" oder "geschlossenes" System - näher erläutert. Für die Durchführung der Untersuchungen nach der Offen-System-Methode sprach die bessere Manipulierbarkeit am zu untersuchenden Individuum.

Aus der großen Zahl der von der Industrie angebotenen Meßsysteme zur Bestimmung der Sauerstoffkonzentration wurde auf die wichtigsten eingegangen. Ihre charakteristischen Daten seien im folgenden nochmals kurz zusammengestellt:

a) Elektrochemische Zelle

Lange Ansprechzeit. Meßgas muß von CO_2 , SO_2 , H_2S und anderen sauren Bestandteilen befreit werden. Nachweis von Sauerstoff in Flüssigkeiten ist möglich. Beschränkte Lebensdauer der Elektroden.

b) Hochtemperatur-Zelle

Schnelles Reagieren auf Konzentrationsänderungen. Spezifisch für Sauerstoff, d.h. keine Verfälschung des Meßwertes durch Wasserdampf oder CO_2 .

Nachteil:

Brennbare Gase können sich bei der hohen Betriebstemperatur der Meßzelle entzünden und dadurch die O_2 -Konzentration reduzieren.

c) Gaschromatographie

Sehr genau und schnell arbeitendes Verfahren, das qualitative und quantitative Aussagen über die Zusammensetzung eines Gasgemisches liefert.

Nachteil:

Für Routinemessungen zu aufwendig.

d) Paramagnetische Methoden

Zahlreiche Meßgeräte basieren auf der paramagnetischen Eigenschaft des Sauerstoffes. Sie zeichnen sich durch hohe Genauigkeit, schnelle Ansprechbarkeit sowie geringe Beeinflussung des Meßwertes durch Fremdgasbestandteile aus.

Für den Aufbau einer Meßeinrichtung zur Bestimmung des Sauerstoffverbrauchs von Neugeborenen wurde ein Sauerstoffanalysator des Typs OA 137 der Fa. Servomex vorgesehen. Dieses Gerät wurde mit Hinblick auf die für Messungen nach dem Prinzip des "offenen Systems" relevanten Parameter untersucht. Es erwies sich hinsichtlich Genauigkeit, Reproduzierbarkeit und Empfindlichkeit als gut geeignet für die vorliegende Problemstellung. Voraussetzung für die Ermittlung exakter Meßdaten ist die Einhaltung der in dieser Arbeit zusammengestellten Versuchsbedingungen. Die Meßgenauigkeit der hier angewandten Methode wird neben dem Sauerstoffanalysator wesentlich von den Eigenschaften des für die Sammlung des Gasvolumens benötigten Spirometers bestimmt. Die hieran durchgeführten Untersuchungen zeigten, daß durch diese Komponente der Meßapparatur eine Beeinträchtigung der Meßgenauigkeit verursacht wird, die bei Verwendung eines Präzisionsspirometers vermeidbar wäre.

Alle übrigen Fehlermöglichkeiten wie Undichtigkeiten in den Gaszuleitungen, Fehler bei der Zeitnahme oder Schwankungen der Pumpendrehzahl lassen sich bei sorgfältiger Arbeitsweise auf ein Minimum reduzieren.

Eine Verbesserung der Meßgenauigkeit und damit die volle Ausschöpfung der durch den Sauerstoffanalysator gegebenen Möglichkeiten ist hauptsächlich durch Verwendung eines Präzisionsspirometers zu erwarten.

4.2. Sauerstoffverbrauch von Neugeborenen

Der Sauerstoffverbrauch von Neugeborenen wird von vielen Faktoren beeinflusst. Die wichtigsten seien kurz beschrieben:

Gestationsalter und Geburtsgewicht

Der Sauerstoffverbrauch in $\frac{\text{ml}}{\text{min kg}}$ nimmt bei neutraler Umgebungstemperatur mit dem Gestationsalter und dem Geburtsgewicht zu.

[6, 19, 28, 32, 35, 36, 38]

Alter

Der Sauerstoffverbrauch in $\frac{\text{ml}}{\text{min kg}}$ nimmt von der Geburt bis zum Ende der zweiten Lebenswoche um etwa 20% bis 50% zu.

[2, 5, 6, 11, 15, 16, 17, 19, 25, 28, 32, 35, 36, 40]

Der Anstieg des Sauerstoffverbrauches mit dem Alter ist bei Frühgeborenen ausgeprägter als bei reifen Neugeborenen. [19, 28, 35, 36]

Aktivität

Das Vigilanzstadium ist bei Früh- und Neugeborenen ohne Einfluß auf den Sauerstoffverbrauch, solange sie schlafen. Er steigt aber um etwa 30% an, wenn die Kinder sich bewegen. [41]

Umgebungstemperatur

Wird die Umgebungstemperatur von 35 Grad Celsius auf 25 Grad Celsius gesenkt, so steigt der Sauerstoffverbrauch auf etwa den doppelten Betrag an.

[1, 5, 13, 15, 17, 28, 29, 31]

Asphyxie

Asphyktische Neugeborene verbrauchen weniger Sauerstoff als gesunde Neugeborene. [32]

Der Sauerstoffverbrauch von Neugeborenen, die unter Heizstrahlern oder in Inkubatoren gepflegt werden, unterscheidet sich bei gleicher Hauttemperatur nicht. [8]

Nahrungsaufnahme

Nach Nahrungsaufnahme nimmt der Sauerstoffverbrauch innerhalb von $\frac{1}{2}$ bis $1\frac{1}{2}$ Stunden um 10 bis 30% zu. Anschließend sinkt die Sauerstoffaufnahme allmählich ab und erreicht etwa drei Stunden nach dem Füttern wieder den Ausgangswert. [12, 28]

Der Anstieg des Sauerstoffverbrauches hängt weder von der Umgebungstemperatur noch vom Gestations- oder postnatalen Alter ab.

Der Sauerstoffverbrauch nimmt während parenteraler Zufuhr von Glucose, Aminosäuren und Fetten ebenfalls zu. [33, 34]

Kontinuierliche Infusion von etwa 1,4 g Glucose und 0,9 g Aminosäuren pro kg Körpergewicht in vier Stunden führt zum Anstieg des O_2 -Verbrauchs um etwa 10% innerhalb von 30 Minuten nach Beginn der Infusion.

Der Sauerstoffverbrauch ändert sich in der folgenden Infusionszeit nicht wesentlich, bleibt bis etwa 30 Minuten nach Infusionsende erhöht und geht 30 bis 60 Minuten nach Infusionsende wieder auf den Ausgangswert zurück. [33]

Kontinuierliche Infusion von Fetten in Form von Intralipid (0,0056 g/kg/min.) gemeinsam mit Glucose führt

dagegen erst nach zweistündiger Infusionsdauer zu einem Anstieg des Sauerstoffverbrauchs um etwa 10%. Nach Beendigung der Infusion fällt der Sauerstoffverbrauch innerhalb von 30 Minuten um etwa 10% unter die Ausgangswerte. [34]

Die Zunahme des Sauerstoffverbrauchs während parenteraler Ernährung und nach oraler Nahrungszufuhr wird auf die Oxidation der Aminosäuren und Fettsäuren zurückgeführt. Der Energieumsatz entspricht der Zunahme der Sauerstoffzufuhr. [33, 34]

Während des Fütterns nahm die Herzfrequenz und der arterielle Blutdruck zu. Das Herzzeitvolumen ändert sich nicht wesentlich. [3, 14]

Es kommt jedoch zur Umverteilung der regionalen Durchblutung: Der periphere Blutzufuß sinkt, [21, 44], die Hirndurchblutung steigt. [14] Der Sauerstoffpartialdruck kann beträchtlich absinken. [21, 30, 43] Untersuchungen des Sauerstoffverbrauchs während des Fütterns von Neugeborenen oder jungen Säuglingen wurden bislang nicht mitgeteilt. Ob der deutliche Anstieg des Sauerstoffverbrauchs nach dem Füttern durch die dabei geleistete "Arbeit" (Trinken, Passage, Resorption) entsteht oder aus der Umstellung des Kreislaufs, ist unklar.

5. ZUSAMMENFASSUNG

Aufgabe der vorliegenden Arbeit war es, sich mit der Problematik der Messung des Sauerstoffverbrauchs - insbesondere von Neugeborenen - auseinanderzusetzen und ein Gerät zu konstruieren, das ohne wesentliche Störung des Neugeborenen zuverlässige Ergebnisse ermöglicht.

Diese Bedingungen werden am besten von einer Meßapparatur erfüllt, die den Sauerstoffverbrauch nach dem paramagnetischen Prinzip im offenen System ermittelt. Eine Plexiglashaube wird über den Kopf des Kindes gestellt, aus der mittels einer Pumpe kontinuierlich Luft abgesaugt und in einem Spirometer gesammelt wird. Anschließend wird die Sauerstoffkonzentration der abgesaugten Luft nach der oben genannten Meßmethode bestimmt.

Der Sauerstoffverbrauch ist gleich dem Produkt aus dem pro Zeiteinheit abgesaugten Luftvolumen und der Differenz der Konzentrationen atmosphärischer und abgesaugter Luft.

Untersuchungen der Meßapparatur führten zu folgenden Ergebnissen:

- a) Eichung und Messung müssen mit identischen Durchflußraten ausgeführt werden, um zu reproduzierbaren Meßergebnissen zu gelangen. Die optimale Durchflußmenge beträgt 80 ml/min. Bei geringeren Werten wird die Messung ungenau, außerdem beansprucht sie mehr Zeit, so daß bei nur einem zur Verfügung stehenden Spirometer weniger Messungen erfolgen können.
- b) Im offenen System müssen große Mengen Luft abgesaugt werden, so daß die Differenz der Sauerstoffkonzentrationen atmosphärischer und abgesaugter Luft bei Neugeborenen in der Größenordnung von 0,1 bis 0,2 % liegt.

Bei der Messung dieser geringen Differenzen kann es zu Verfälschungen ("Drift") des angezeigten Meßwertes kommen, die zu berücksichtigen sind.

- c) Bei sorgfältiger Durchführung der Messung liegt der Fehler der Meßanordnung unter 0,12%.

Die Anwendbarkeit der Meßanordnung wurde durch Untersuchung des Sauerstoffverbrauchs von zehn Neugeborenen gezeigt. Die Messungen erfolgten vor, während und nach dem Füttern. Vor dem Füttern betrug der Sauerstoffverbrauch etwa 6 bis 8 ml/kg·min und lag damit im Bereich der Literaturangaben. Der höchste Wert wurde etwa 30 Minuten nach dem Füttern erreicht (Zunahme um 10 bis 30%), um anschließend wieder allmählich abzusinken.

5. Literaturverzeichnis

- [1] Adamsons, K.Jr., Gandy, G.M., James, L.S.
The influence of thermal factors upon
oxygen consumption of the newborn human
infant
J. Pediatr. 66: 495 - 508 (1965)
- [2] Bhakoo, O.N., Scopes, J.W.
Minimal rates of oxygen consumption in
small-for-dates babies during the first
week of life
Arch. Dis. Child. 49: 583 - 585 (1974)
- [3] Bloom, S.R., Edwards, A.V., Hardy, R.N.,
Malinowska, K., Silver, M.
Cardiovascular and endocrine responses
to feeding the young calf
J. Physiol. 253: 135 - 155 (1975)
- [4] Brasel, J.
Oxygen consumption and growth
Lea & Febinger, Philadelphia, S.474 (1968)
- [5] Brück, K.
Temperature regulation in the newborn
infant
Biol. Neonate 3: 65 - 119 (1961)
- [6] Brück, K., Parmalee, A.H.Jr., Brück, M.
Neutral temperature range and range of
"thermal comfort" in premature infants
Biol. Neonate 4: 32 (1962)

- [7] Cayler, R.
Systemic bloodflow in infants and children
with and without heart diseases
J. Pediatr. 45: 32 - 186 (1963)
- [8] Darnall, R.A., Ariagno, R.L.
Minimal oxygen consumption in infants cared
for under overhead radiant warmers compared
with conventional incubators
J. Pediatr. 93: 283 - 287 (1978)
- [9] Fixler, D.E., Carrell, T., e.a.
Oxygen consumption in infants and children
during cardiac catheterisation under differ-
ent sedation regimes
Circulation 50: 788 - 794 (1974)
- [10] Gauer, O.H., Kramer, K., Jung, R.
Physiologie des Menschen, Bd. 6
Urban & Schwarzenberg 43 - 46 (1972)
- [11] Gentz, J., Kellum, M.
Metabolic effects of feeding after times
of starvation
Biol. Neonate 19: 24 - 35 (1971)
- [12] Gentz, J., Bengtsson, G., Hakkarainen, J.,
Hellström, R., Persson, B.
Factors influencing oxygen consumption in
the newborn pig with special reference to
feeding
Biol. Neonate 16: 328 - 341 (1970)
- [13] Grausz, P.J.
The effects of environmental temperature
changes on the metabolic rate of newborn
babies
Acta Paediatr.Scand. 57: 98 - 104 (1968)

- [14] Harding, R., Johnson, P., McClelland, M.E.,
McLeod, C.N., White, P.L., Wilkinson, A.R.
Respiratory and cardiovascular responses
to feeding in lambs
J. Physiol. 275: 40 - 41 (1977)
- [15] Hey, E.N., O'Connell, B.
Oxygen consumption and heat balance in the
cot-nursed baby
Arch.Dis.Child. 45: 335 - 345 (1970)
- [16] Hill, R.J., Robinson, D.C.
Oxygen consumption in normally grown, small-
for-dates and large-for-dates new-born infants
J. Physiol. 199: 685 - 703 (1968)
- [17] Hill, J.R., Rahimtulla, K.A.
Heat balance and the metabolic rate of new-
born babies in relation to environmental
temperature; and the effect of age and weight
on basic metabolic rate
J. Physiol. 180: 239 - 265 (1965)
- [18] Jander, G., Spandau, H.
Lehrbuch der anorganischen und allgemeinen
Chemie
Springer 53 - 55 (1973)
- [19] Jonxis, J.H.P.
Grundstoffwechsel und Temperaturregelung
bei Neugeborenen
Pädiatr. u. Pädiol. 3: 157 - 164 (1967)
- [20] Kappagoda, C.T., Linden, R.J.
A critical assesement of an open circuit
technique for measuring oxygen consumption
Cardiovasc. Res. 6: 589 - 597 (1972)

- [21] Krauss, A.N., Brown, J., Waldman, S.,
Geoffrey, G., Auld, P. A.
Pulmonary funktion following feeding in
low-birth-weight infants
Am. J. Dis. Child 132: 139 - 142 (1978)
- [22] Krowetz, L.J., Goldbloom, S.
Normal standards for cardiovascular data
John Hopkins Med. J. 8: 130 -174 (1972)
- [23] LaFarge, C.G., Miettinen, O.S.
The estimation of oxygen consumption
Cardiovasc. Res. 4: 32 - 35 (1970)
- [24] Lees, M.H., Bristow, J.D., Way, C., Brown, M.
Cardiac output by Fick principle in infants
and young children
Am. J. Dis. Child. 114: 144 - 149 (1967)
- [25] Levison, H., Swyer, R.R.
Oxygen consumption and the thermal environ-
ment in newly born infants
Biol. Neonate 7: 305 (1964)
- [26] Lister, R., Hoffman, J.I.E., Rudolph, A.M.
Oxygen uptake in infants and children:
A simple method for measurement
J. Pediatr. 53: 656 - 662 (1974)
- [27] Messen in der Prozesstechnik
Siemens Fachbuch 68 -105 (1972)
- [28] Mestyán, J., Járαι, I., Kekete, M., Soltész, G.
Specific dynamic action in premature infants
kept at and below the neutral temperature
Pediatr. Res. 3: 41 - 50 (1969)

- [29] Oliver, T.K., Karlberg, P.
Gaseous metabolism in newly born human infants - the effects of environmental temperature and 15 % oxygen in the inspired air
Am. J. Dis. Child 105: 427 (1963)
- [30] Patel, B. D., Dinwiddie, R., Kumar, S.P., Fox, W.W.
The effects of feeding on arterial blood gases and lung mechanics in newborn infants recovering from respiratory disease
J. Pediatr. 90: 435 - 438 (1977)
- [31] Přibyllová, H.
Einfluß der Umwelttemperatur auf den Sauerstoffverbrauch, die Körper- und Hauttemperatur und die Atmung des reifen Neugeborenen
Ann. Paediatr. 201: 399 (1963)
- [32] Přibyllová, H., Znamenáček, H.
Oxygen consumption and other regulative mechanisms of energetic metabolism in pathological states of the newborn
Biol. Neonate 14: 133 - 141 (1969)
- [33] Rubecz, I., Mestyán, J.
Energy metabolism and intravenous nutrition of premature infants (Part 1)
Biol. Neonate 23: 45 - 58 (1973)
- [34] Rubecz, I., Mestyán, J.
Energy metabolism and intravenous nutrition of premature infants (Part 2)
Biol. Neonate 30: 66 - 73 (1976)

- [35] Scopes, J. W., Iqbal Ahmed
Minimal rates of oxygen consumption in sick
and premature newborn infants
Arch. Dis. Child. 41: 407 - 416 (1966)
- [36] Senterre, J., Karlberg, P.
Respiratory quotient and metabolic rate in
normal full-term and small-for-dates newborn
infants
Acta Paediatr.Scand.59: 653 - 658 (1970)
- [37] Siegenthaler, W.
Klinische Pathophysiologie
Thieme 544 - 555 (1976)
- [38] Sinclair, J.C., Silverman, W.A.
Intrauterine growth in active tissue mass of
the human fetus, with particular reference
to the undergrown baby
J. Pediatr.38: 48 - 62 (1966)
- [39] Smales, O.R.C.
Simple method for measuring oxygen consump-
tion in babies
Arch. Dis. Child. 53: 53 - 57 (1977)
- [40] Smales, O.R.C., Kime, R.
Thermoregulation in babies immediately after
birth
Arch. Dis. Child. 53: 58 - 61 (1978)
- [41] Stabell, U., Junge, M., Fenner, A.
Metabolic rate and oxygen consumption in
newborns during different states of vigilance
Biol. Neonate 31: 27 - 31 (1977)

- [42] Tipping, F.R.
The determination of oxygen in gases
Instruction manual oxygen analyzer type OA 137
Taylor Servomex Corp.
- [43] Wilkinson, A., Yu, V.Y.H.
Immediate effects of feeding on blood-gases
and some cardiorespiratory functions in ill
newborn infants
Lancet 2: 1083 - 1085 (1974)
- [44] Yao, A.C., Wallgreen, C.G., Sinha, S.N.,
Lind, J.
Peripheral circulatory response to feeding
in the new-born infant
J. Pediatr. 47: 378 - 383 (1971)

Tabelle 2 :

Abhängigkeit der Anzeige von der Durchflußmenge,
abgelesen nach der Zeit t

Meßgas: Raumluft

Meßbereich: 100 Skt. $\hat{=}$ 25 % O_2 (Digitalvoltmeter)

$\dot{V} \frac{\text{ml}}{\text{min}}$	Anzeige in Skt. (rechts) / % O_2 (links)			
	2 min	2 min 20 sec	2 min 40 sec	3 min
100	83,6	20,90	83,6	20,90
90	83,5	20,87	83,6	20,90
80	83,5	20,87	83,5	20,87
70	83,5	20,87	83,5	20,87
60	83,6	20,90	83,5	20,87
50	83,6	20,90	83,5	20,87
40	83,5	20,87	83,6	20,90
30	83,5	20,87	83,6	20,90
20	83,5	20,87	83,5	20,87
10	83,5	20,87	83,5	20,90

Tabelle 3 : Abhängigkeit der O_2 -Konzentration von der Durchflußmenge,
abgelesen nach der Zeit t

Meßgas: Raumluf t
 Meßbereich: 20 - 21 % O_2 ; 20,9 % $O_2 \hat{=}$ Anzeige 0,00;
 100 Skt $\hat{=}$ 1 % O_2 ;
 mittlere Pumpendrehzahl

$\dot{V}$ $\frac{ml}{min}$	Ablesung nach der Zeit t					
	2 min	2 min 20 sec	2 min 20 sec	3 min	4 min	
100	-0,7	-0,6	-0,7	-0,5	-0,1	
90	-3,7	-4,4	-4,4	-4,0	-3,8	
80	-5,0	-5,2	-5,4	-6,5	-6,0	
70	-6,8	-5,7	-5,6	-5,7	-5,2	
60	-6,7	-6,2	-5,5	-5,5	-5,9	
50	-8,5	-8,4	-8,6	-8,3	-8,7	
40	-9,7	-9,3	-9,7	-9,9	-9,1	
30	-8,3	-9,3	-9,2	-9,0	-8,4	
20	-8,1	-8,4	-9,3	-9,0	-8,7	
10	-9,5	-9,2	-9,4	-8,4	-8,1	

Tabelle 4

Abhängigkeit der O_2 -Konzentration von der Durchfluß-
menge, abgelesen nach der Zeit t

Meßgas: Raumluft

Meßbereich: 18,5 - 21 % O_2 ; 100 Skt. $\hat{=}$ 2,5 % O_2 ; 20,9 % $O_2 \hat{=}$ 0,00

$\dot{V} \frac{\text{ml}}{\text{min}}$	Anzeige nach der Zeit t				
	2 min	2 min 20 sec	2 min 40 sec	3 min	4 min
100	-0,0	-0,7	-0,1	0,0	0,0
90	-0,5	-0,4	0,0	-0,4	-0,7
80	-2,1	-1,9	-2,0	-2,1	-2,0
70	-2,2	-2,5	-2,8	-2,5	-2,7
60	-3,0	-3,2	-3,2	-3,0	-3,3
50	-3,5	-3,6	-3,7	-3,8	-3,7
40	-3,8	-3,7	-3,7	-3,7	-4,2
30	-4,7	-4,5	-4,3	-4,4	-4,5
20	-4,5	-4,8	-4,7	-4,4	-4,6
10	-4,8	-4,6	-4,8	-4,4	-4,9

Tabelle 5: Zeitliche Abhängigkeit der Anzeige
in Skt./ % O₂

Volle Pumpendrehzahl

Meßbereich: 100 Skt.= 25 %O₂

t/min	Anzeige	
	Skt.	% O ₂
1	85,9	21,47
2	85,9	21,47
3	85,9	21,47
4	85,8	21,45
5	85,8	21,45
6	85,8	21,45
7	85,8	21,45
8	85,8	21,45
9	85,8	21,45
10	85,8	21,45

Tabelle 6: Zeitliche Abhängigkeit der Anzeige
in Skt./ % O₂

Halbe Pumpendrehzahl

Meßbereich: 100 Skt.= 25 % O₂

t/min	Anzeige	
	Skt.	% O ₂
1	83,6	20,9
2	83,6	20,9
3	83,6	20,9
4	83,6	20,9
5	83,6	20,9
6	83,6	20,9
7	83,6	20,9
8	83,6	20,9
9	83,6	20,9
10	83,6	20,9

Tabelle 7: Messung der Drift innerhalb kurzer Zeitintervalle
 Meßbedingungen: Siehe Tabelle 3

t/sec	Anzeige	t/sec	Anzeige
0	0,0	90	1,0
5	0,2	95	1,1
10	0,4	100	1,2
15	0,5	105	1,2
20	0,7	110	1,1
25	0,7	115	0,9
30	0,7	120	0,6
35	0,8	125	0,4
40	0,9	130	0,2
45	0,9	135	0,1
50	1,0	140	0,1
55	0,9	145	0,0
60	0,7	150	0,3
65	0,5	155	0,2
70	0,4	160	0,1
75	0,6	165	0,0
80	0,8	170	0,3
85	0,9	175	0,1

Tabelle 8 : Messung des Sauerstoffbedarfs Frühgeborener nach Nahrungsaufnahme in Abhängigkeit von der Zeit

Kind 1 (weiblich, Gewicht 2030 g)

Zeit	$\dot{V}_S \frac{l}{min}$	$\Delta / O_2 / \%$	$\dot{V}_{O_2} \frac{ml}{min}$	$\bar{V}_{O_2} \frac{ml}{min \cdot kg}$	Bemerkungen
14 ⁰⁰	12,0	0,12	14,4	7,1	trinkt
14 ³⁰	14,0	0,15	21,0	10,3	-
15 ⁰⁰	14,0	0,13	18,0	8,9	-
15 ³⁰	15,0	0,11	16,5	8,1	-
16 ⁰⁰	13,3	0,10	13,0	6,4	-

Kind 2 (männlich, Gewicht 2460 g)

Zeit	$\dot{V}_S \frac{l}{min}$	$\Delta / O_2 / \%$	$\dot{V}_{O_2} \frac{ml}{min}$	$\bar{V}_{O_2} \frac{ml}{min \cdot kg}$	Bemerkungen
14 ⁰⁰	10,0	0,20	20	8,1	trinkt
14 ³⁰	11,4	0,23	26	10,5	schläft
15 ⁰⁰	12,6	0,18	23	9,4	ruhig
15 ³⁰	12,0	0,18	21	8,5	schläft
16 ⁰⁰	13,3	0,14	19	7,7	schreit

Tabelle 8 : Messung des Sauerstoffbedarfs Frühgeborener nach Nahrungsaufnahme in
Abhängigkeit von der Zeit

Kind 3 (weiblich, Gewicht 2300 g)

Zeit	$\dot{V}_S \frac{l}{min}$	$\Delta / O_2 / \%$	$\dot{V}_{O_2} \frac{ml}{min}$	$\bar{V}_{O_2} \frac{ml}{min \cdot kg}$	Bemerkungen
16 ³⁰	12,6	0,15	19,0	8,3	trinkt regelmäßig schläft schläft ruhig schreit
17 ⁰⁰	12,0	0,22	26,0	11,3	
17 ³⁰	13,3	0,18	24,0	10,4	
18 ⁰⁰	11,4	0,19	22,0	9,6	
18 ³⁰	12,6	0,16	20,0	8,7	

Kind 4 (männlich, Gewicht 2280 g)

Zeit	$\dot{V}_S \frac{l}{min}$	$\Delta / O_2 / \%$	$\dot{V}_{O_2} \frac{ml}{min}$	$\bar{V}_{O_2} \frac{ml}{min \cdot kg}$	Bemerkungen
11 ⁰⁰	10,6	0,17	18,0	7,9	5 min vor Trinken ruhig - - -
11 ³⁰	12,0	0,20	24,0	10,5	
12 ⁰⁰	11,6	0,14	22,0	9,7	
12 ³⁰	20,0	0,10	20,0	8,8	
13 ⁰⁰	12,0	0,16	19,0	8,3	

Tabelle 8 : Messung des Sauerstoffbedarfs Frühgeborener nach Nahrungsaufnahme in Abhängigkeit von der Zeit

Kind 5 (weiblich, Gewicht 1750 g)

Zeit	$\dot{V}_S \frac{l}{min}$	$\Delta / O_2 / \%$	$\dot{V}_{O_2} \frac{ml}{min}$	$\bar{V}_{O_2} \frac{ml}{min \cdot kg}$	Bemerkungen
11 ¹⁰	12,0	0,13	16,0	9,2	trinkt intermittierend
11 ⁴⁰	11,7	0,13	16,0	9,2	
12 ¹⁰	12,0	0,14	17,0	9,7	
12 ⁴⁰	12,0	0,11	13,0	7,4	
13 ¹⁰	11,6	0,11	13,0	7,4	

Kind 6 (männlich, Gewicht 2500 g)

Zeit	$\dot{V}_S \frac{l}{min}$	$\Delta / O_2 / \%$	$\dot{V}_{O_2} \frac{ml}{min}$	$\bar{V}_{O_2} \frac{ml}{min \cdot kg}$	Bemerkungen
14 ²⁰	12,6	0,17	24,0	8,4	Breimahlzeit
14 ⁵⁰	12,6	0,16	20,0	8,0	
15 ²⁰	11,6	0,21	24,0	9,6	
15 ⁵⁰	12,6	0,21	26,5	10,5	
16 ²⁰	12,6	0,16	20,0	8,0	

Tabelle 8 : Messung des Sauerstoffbedarfs Frühgeborener nach Nahrungsaufnahme in
Abhängigkeit von der Zeit

Kind 7 (weiblich, Gewicht 2580 g)

Zeit	$\dot{V}_S \frac{l}{min}$	$\Delta / O_2 / \%$	$\dot{V}_{O_2} \frac{ml}{min}$	$\bar{V}_{O_2} \frac{ml}{min \cdot kg}$	Bemerkungen
10 ⁵⁰	12,6	0,17	21,0	8,15	vor Trinken
11 ²⁰	12,6	0,33	41,5	16,1	ruhig
11 ⁵⁰	12,6	0,18	23,0	8,9	schläft
12 ²⁰	12,4	0,185	23,0	8,9	schläft
12 ⁵⁰	12,2	0,26	32	12,4	schreit

Kind 8 (männlich, Gewicht 4300 g, keine Frühgeburt)

Zeit	$\dot{V}_S \frac{l}{min}$	$\Delta / O_2 / \%$	$\dot{V}_{O_2} \frac{ml}{min}$	$\bar{V}_{O_2} \frac{ml}{min \cdot kg}$	Bemerkungen
10 ³⁵	13,3	0,23	31,0	7,2	vor Trinken
11 ³⁵	12,6	0,33	42,0	9,8	(wurde 11 ⁰⁵ gestillt)
12 ⁰⁵	13,3	0,28	37,0	8,6	ruhig
12 ³⁵	13,3	0,21	28,0	6,5	ruhig
13 ⁰⁵	13,3	0,25	33,0	7,7	schreit

Tabelle 8 : Messung des Sauerstoffbedarfs Frühgeborener nach Nahrungsaufnahme in
Abhängigkeit von der Zeit

Kind 9 (weiblich, Gewicht 2010 g)

Zeit	$\dot{V}_S \frac{l}{min}$	$\Delta / O_2 / \%$	$\dot{V}_{O_2} \frac{ml}{min}$	$\bar{V}_{O_2} \frac{ml}{min \cdot kg}$	Bemerkungen
13 ⁵⁰	11,6	0,115	13,0	6,5	vor Trinken 14 ⁰⁰ Trinken ruhig ruhig schreit
14 ²⁰	13,3	0,12	16,0	7,9	
14 ⁵⁰	12,0	0,12	14,0	7,0	
15 ²⁰	12,3	0,095	12,0	6,0	
15 ⁵⁰	13,3	0,11	14,0	7,0	

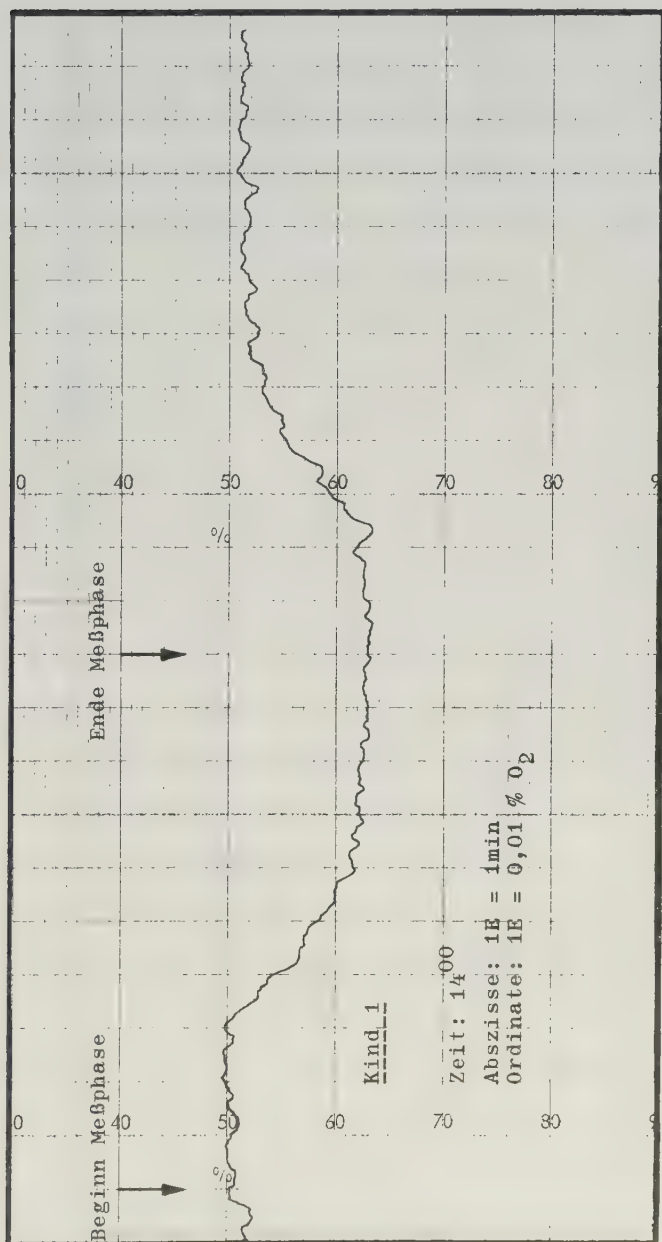
Kind 10 (weiblich, Gewicht 2000 g)

Zeit	$\dot{V}_S \frac{l}{min}$	$\Delta / O_2 / \%$	$\dot{V}_{O_2} \frac{ml}{min}$	$\bar{V}_{O_2} \frac{ml}{min \cdot kg}$	Bemerkungen
16 ¹⁰	15,0	0,07	10,5	5,3	ruhig
16 ⁴⁰	15,0	0,07	10,5	5,3	ruhig
17 ³⁵	10,5	0,11	11,5	5,8	trinkt
18 ⁰⁵	12,6	0,12	15,0	7,5	ruhig
18 ³⁵	12,6	0,10	12,6	6,3	ruhig

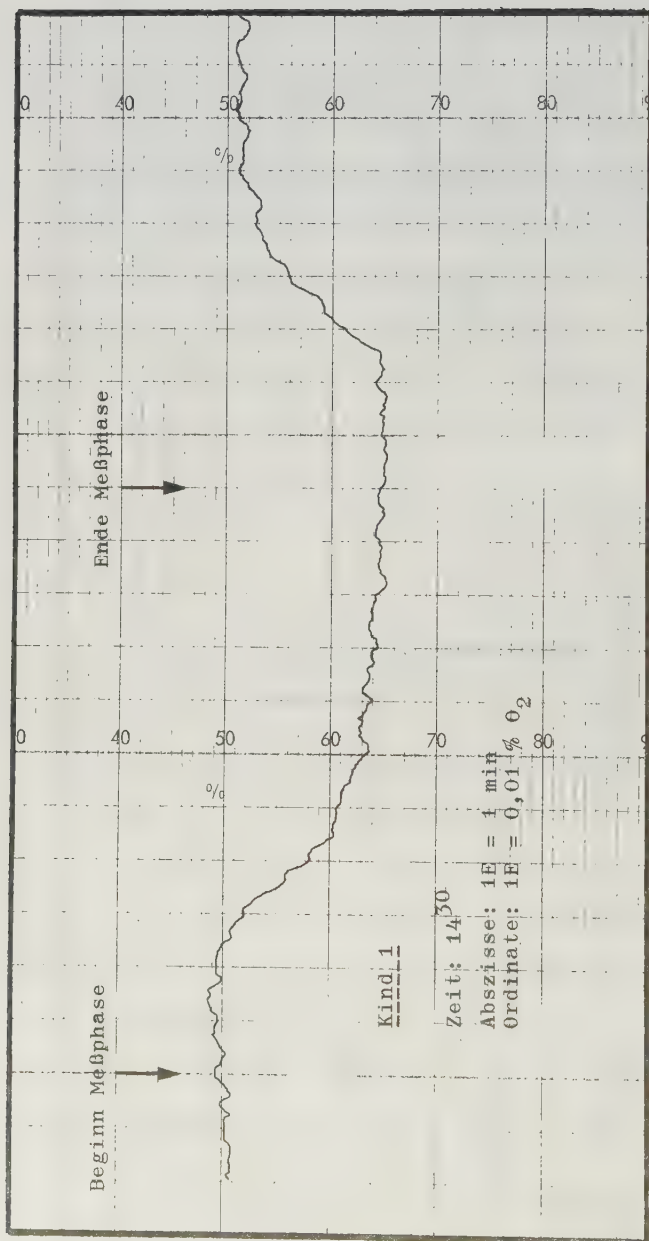
TABELLE 9

Klinische Daten der untersuchten Frühgeborenen

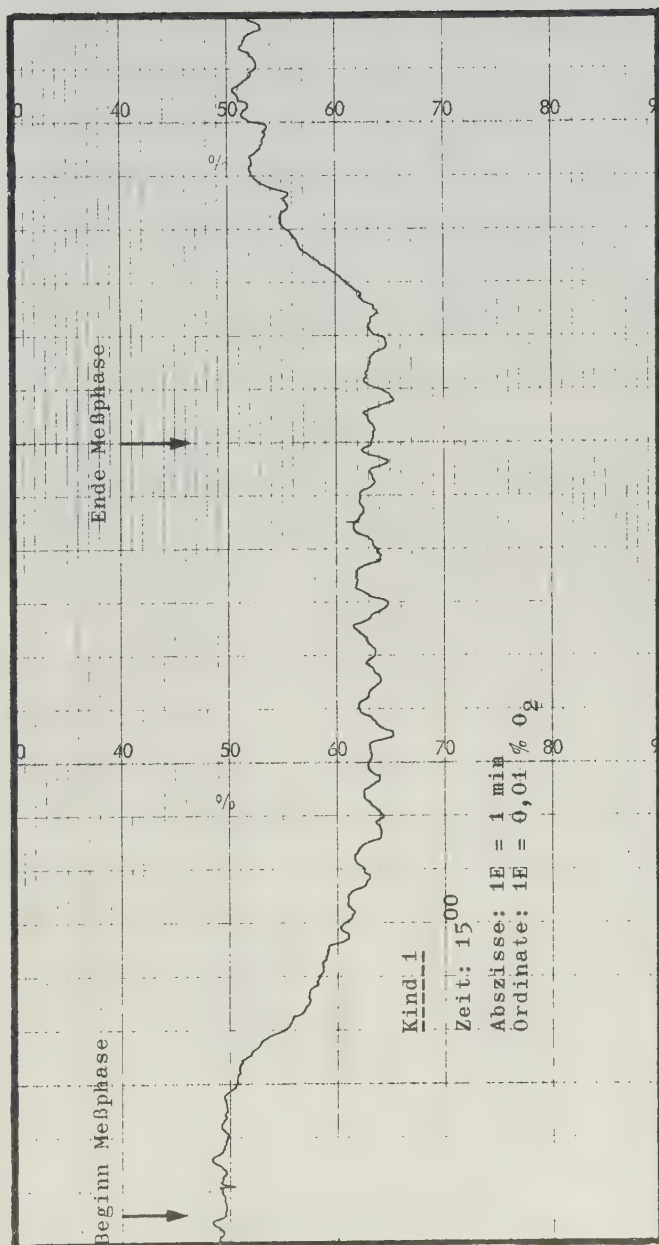
Kind	Alter (Tage)	Gestationsalter (Wochen)	Geburtsgewicht (g)	Länge (cm)	Gewicht (g)	Hämatokrit (%)	pH
1	34	34	1280	42	2030	45	7,40
2	59				2460		
3	23	44	3180	48	3800	45	7,25
4	15	33	2000	44	2280	38	7,40
5	24	34	1550	42	1750	35	7,39
6	64	34	1150	41	2500		
7	71	29	1400	38,5	2580		
8	12	42	4100	58	4300		
9	28	34	1470	41	2010	40	7,34
10	3	38	2150	42	2200		



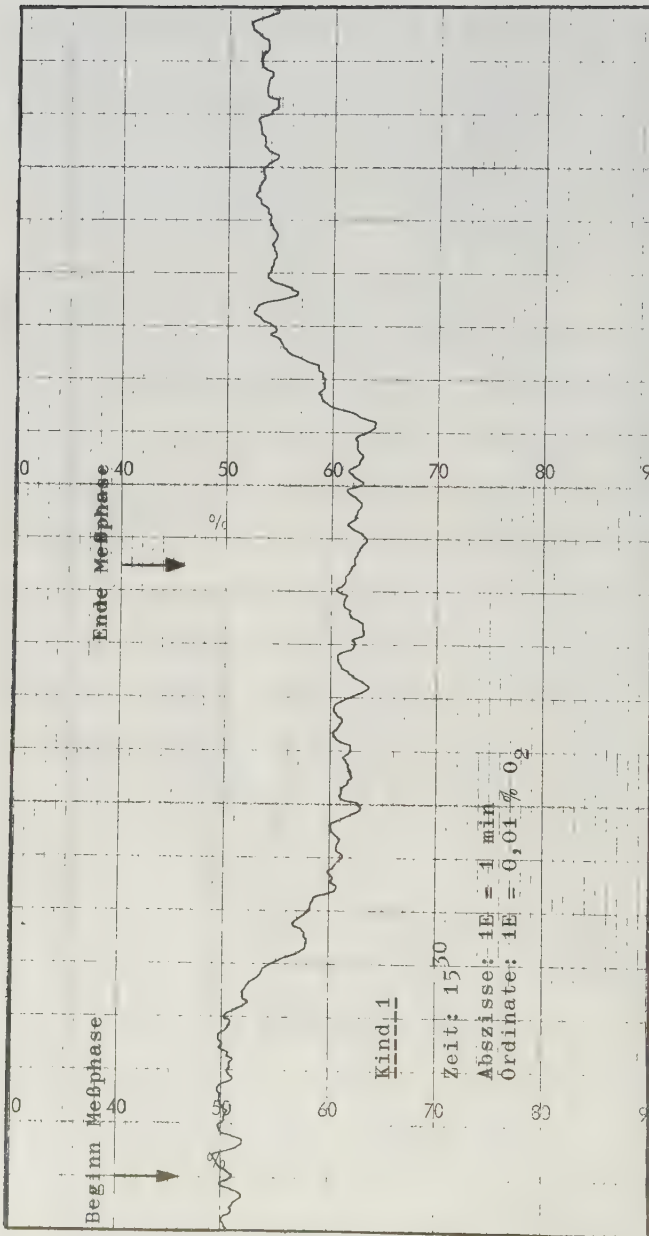
Typischer Verlauf eines Meßzyklus (erste Messung)



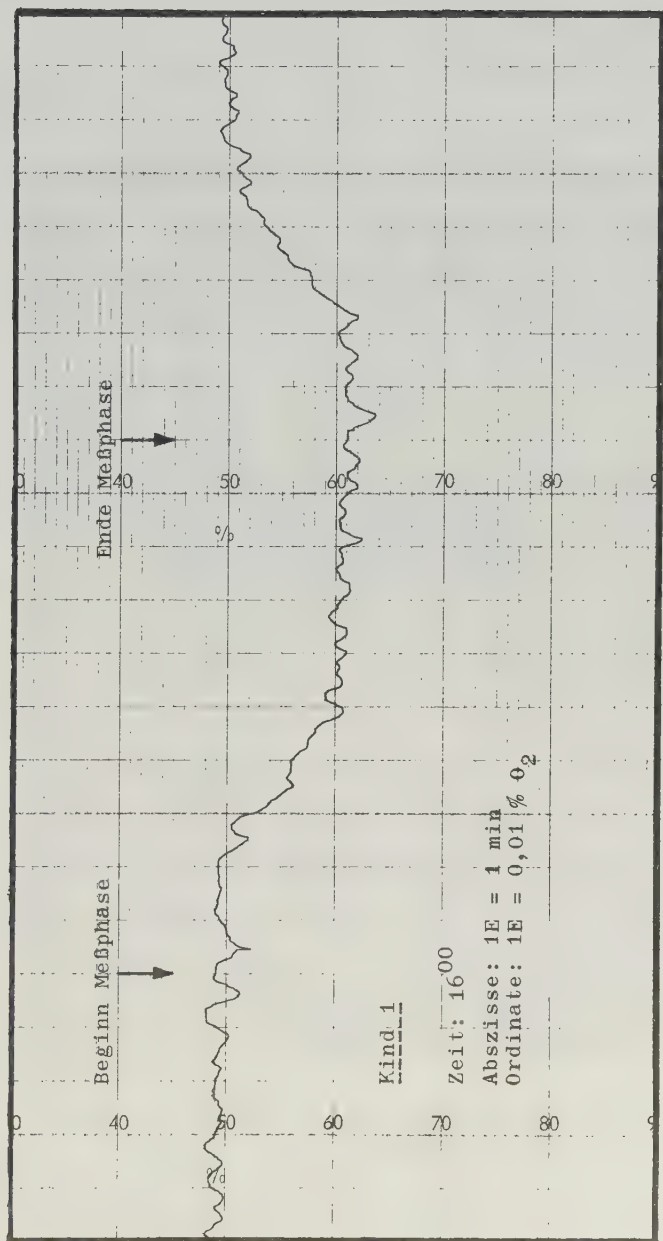
Typischer Verlauf eines Meßzyklus (zweite Messung)



Typischer Verlauf eines Meßzyklus (dritte Messung)



Typischer Verlauf eines Meßzyklus (vierte Messung)



Typischer Verlauf eines Meßzyklus (fünfte Messung)

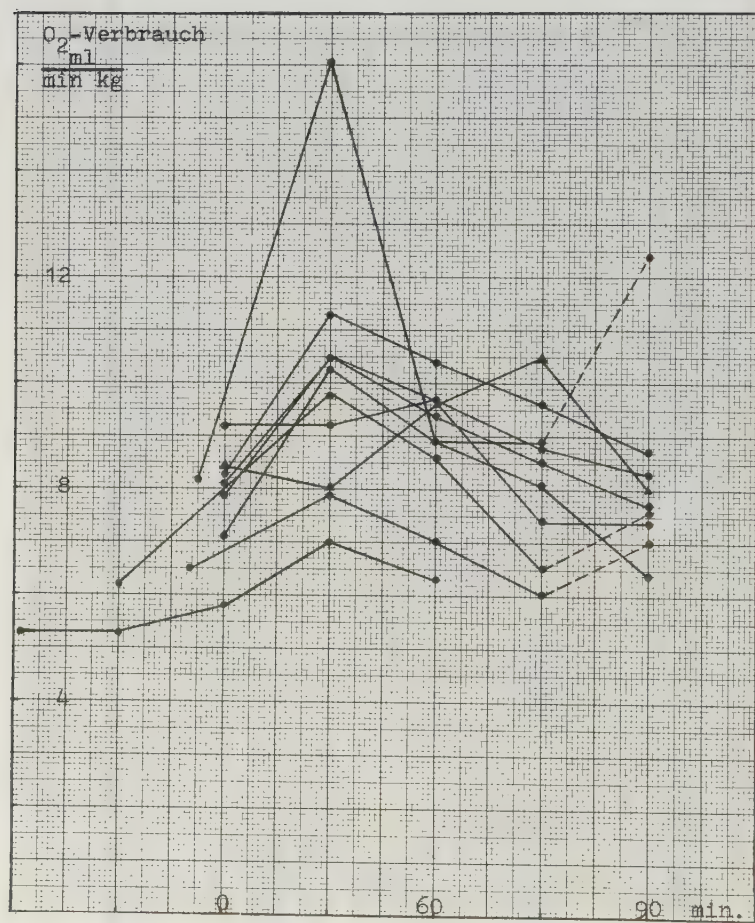


Abb. 10 Sauerstoffaufnahme Neugeborener vor, während und nach dem Füttern

Lebenslauf

Winfried O r t l e p p

- 1.11.1940 geboren in Waltershausen/Thüringen als Sohn des Bankkaufmanns Hans Ortlepp und dessen Ehefrau Hildegard geb. Schuch
- 1947 - 1952 Volksschule Wanfried/Krs. Eschwege
- 1950 Tod des Vaters
- 1952 - 1956 Mittelschule Wanfried
- 1956 - 1961 Realgymnasium Eschwege
- 1961 Abitur
- 1961 - 1967 Studium der Elektrotechnik/Nachrichtentechnik an der Technischen Hochschule Darmstadt
- 1968 Abschluß des Studiums mit dem Grad eines Diplom-Ingenieurs
- 1968 - 1975 Tätigkeit als Elektro-Ingenieur im Hause Siemens;
Hauptarbeitsgebiet: Lasertechnik
- 1.4.1974 Aufnahme des Studiums der Humanmedizin
- März 1976 Ärztliche Vorprüfung
- 1976 - 1977 Doktorarbeit an der Kinderklinik der Universität München über das Thema "Aufbau und Untersuchung einer Meß-einrichtung zur Bestimmung der Sauerstoffaufnahme von Neugeborenen"
- März 1977 Erster Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
- März 1979 Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
- April 1979 -
März 1980 Praktische Ausbildung in den Fächern Innere Medizin (Krankenhaus München-Schwabing) Chirurgie (Klinikum München-Großhadern) Dermatologie (Krankenhaus München-Schwabing)
- April 1980 Dritter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung und Abschluß des Studiums der Humanmedizin
- Juli 1980 Approbation

München, den 4.7.1980

